

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE EN GÉNIE
CONCENTRATION TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ
M. Sc. A.

PAR
Matthieu GAUTHIER

CONCEPTION ET OPTIMISATION D'UNE PROTHÈSE ARTÉRIELLE MULTICOUCHE
COMPOSÉE DE TISSU ÉLECTROFILÉ

MONTRÉAL, LE 4 FÉVRIER 2016



Matthieu Gauthier, 2016



Cette licence Creative Commons signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette oeuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'oeuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE:

Mme. Sophie Lerouge, directrice de mémoire
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Abdellah Ajji, codirecteur
Département de génie chimique à l'École Polytechnique de Montréal

Mme. Natalia Nuño, présidente du jury
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Yvan Petit, membre du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE "DATE DE SOUTENANCE"

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Un projet de maîtrise est rarement mené à terme sans l'implication, le support technique ou moral et la capacité à discuter (parfois de sujets très scientifiques, parfois pas du tout) de plusieurs personnes.

J'aimerais tout d'abord remercier ma directrice, Sophie Lerouge, pour m'avoir offert l'opportunité de travailler dans son laboratoire. En plus d'être compréhensive et patiente, elle n'a pas hésité une seconde à partager son savoir-faire, et ce même dans les moments plus tendus (comprendre ici les périodes de demandes de subventions). J'aimerais aussi remercier mon co-directeur, Abdellah Ajji, pour m'avoir éclairé sur plusieurs points au sujet de l'électrofilage de polymères et avoir été des plus efficaces tout au long du projet.

La liste des gens que je suis content d'avoir rencontrés pendant mon projet est tellement longue que la mettre sur papier en ferait un document aussi long que ce mémoire. Par contre, je tiens à remercier les gens du LBeV et du LIO : les employés (source de stabilité ô combien nécessaire), ces stagiaires qui partent trop vite, ces étudiants à la maîtrise qui travaillent trop (holà ! Plaît-il ?), ces étudiants au doctorat qui m'impressionnent (même celle que je crois toujours à la maîtrise, maturité oblige) et ces post-docs pleins de talent (chimiste bûcheron et fière mère experte en lettres de motivation) ; les gens du local au coin (je pense à ce dictionnaire politique qui a trop de directeurs et de clubs étudiants et à ce français expert en Linux et algorithmes qui, au final, ne m'aura jamais fait goûter sa bière). Un petit clin d'œil pour notre nouvelle Canadienne qui préfère que son trophée en plastique fondu reste au bureau et le frisé du LBUM qui m'a permis de fabriquer ballons et table de chevet dans son local, avec ses outils. J'aimerais aussi remercier mes anciens collègues du LIMAC, ces experts en matériaux et modélisation, ainsi que les gens du CHUM (pour les opportunités de réparer des choses et parce que la nourriture d'hôpital goûte bien meilleure avec un sourire). Je vais m'ennuyer des repas au Crystal ou aux dumplings, des soirées au Delmo, des conversations sur des projets que je ne comprends qu'à moitié et donc dans lesquelles j'apprends énormément.

Bien sûr, je veux remercier de tout mon cœur mes parents, pour m'avoir toujours encouragé à aller vers l'infini et plus loin encore. À ceci s'ajoute la quantité infinie de bûches prêtes à recevoir le fer de hache et les bons petits plats toujours prêts à être dévorés lors de mes trop rares retours aux sources. Un gros bec sur le front à mon geek favori. Finalement, toutes les pâtisseries françaises ne valent pas le support de la femme de ma vie, qui a été présente dans les bons moments, les mauvais et ceux dont on n'est toujours pas sûrs.

CONCEPTION ET OPTIMISATION D'UNE PROTHÈSE ARTÉRIELLE MULTICOUCHE COMPOSÉE DE TISSU ÉLECTROFILÉ

Matthieu GAUTHIER

RÉSUMÉ

La faible compliance et les propriétés de surface des prothèses vasculaires commerciales mènent à d'importantes complications cliniques, ce qui empêche leur utilisation pour le remplacement de vaisseaux sanguins de petit diamètre (inférieur à 6 mm). L'électrofilage est une méthode de fabrication de structures ayant le potentiel de répondre aux critères de conception des prothèses vasculaires. L'objectif principal de ce projet de maîtrise consiste à déterminer si des structures électrofilées, développées pour accueillir les groupes cellulaires présents dans les artères, remplissent les critères mécaniques requis dans une structure tubulaire monocouche ou multicouche.

Dans un premier temps, un modèle analytique linéaire a été utilisé pour calculer les rapports entre le module d'élasticité et la contrainte ultime d'un matériau isotrope permettant d'atteindre à la fois la compliance des vaisseaux remplacés et la pression à la rupture requise pour une prothèse monocouche. Ces rapports sont d'environ 1,42 et 4,99 pour des prothèses de petit (< 6 mm) et de grand (≈ 30 mm) diamètre respectivement. Un modèle d'analyse par éléments finis (EF) a permis par la suite d'étudier l'influence des différents paramètres géométriques et intrinsèques des matériaux sur la compliance et la pression à la rupture de prothèses tubulaires, notamment en cas d'une structure multicouche. Des structures de polyéthylène téréphtalate électrofilé (ePET) développées dans le laboratoire du Professeur Abdellah Ajji à l'école Polytechnique ont ensuite été caractérisées mécaniquement.

Malheureusement, le modèle analytique, le modèle par élément fini ou les tests de compliance montrent tous que ces structures ne remplissent pas les critères mécaniques d'une prothèse vasculaire. Cependant, les outils de sélection et de développement présents dans ce mémoire peuvent être utilisés afin de choisir un matériau plus adapté pour la conception et l'optimisation d'une prothèse vasculaire au comportement mécanique souhaité.

Keywords: Biomatériaux, électrofilage, compliance, pression à la rupture, prothèse vasculaire

CONCEPTION AND OPTIMIZATION OF A ELECTROSPUN MULTILAYERED ARTERIAL PROSTHESIS

Matthieu GAUTHIER

ABSTRACT

The low compliance and the surface properties of commercial vascular prosthesis lead to important clinic complications and prevent their use in the replacement of small diameter blood vessels (< 6 mm). Electrospinning is a fabrication method that has the potential to meet the conception criteria of vascular prosthesis. The objective of this master project consist in establishing if electrospun structures, developed to foster the different cell groups present in native arteries, meet the mechanical criteria required in a monolayer or multilayered tubular structure.

Firstly, a linear analytical model was used to calculate the ratios between the elastic modulus and the ultimate stress of an isotropic material required to achieve both the compliance of the replaced vessel and the burst pressure of a monolayer prosthesis. These ratios are around 1.42 and 4.99 for small (< 6 mm) and big (≈ 30 mm) diameter, respectively. A finite elements (FE) model was used to study the influence of the material intrinsic parameters on the compliance and burst pressure of a tubular prosthesis, in particular in the case of a multilayered prosthesis. Structures of electrospun polyethylene terephthalate (ePET) developed in Professor Abdellah Ajji laboratory at Polytechnique school have been studied by mechanical testing.

Unfortunately, the results obtained by the analytical mode, the FE model as well as the compliance tests show that these structures do not meet the mechanical requirements to be used in the fabrication of a vascular prosthesis. However, the selection and development tools present in this document can be used in order to find a more adapted material for the conception and the optimisation of a vascular prosthesis having the required mechanical properties.

Keywords: Biomaterials, electrospinning, compliance, burst pressure, vascular prosthesis

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE	3
1.1 L'artère	3
1.1.1 Anatomie	3
1.2 Pathologies de l'artère et stratégies de traitement	4
1.2.1 Athérosclérose	4
1.3 Prothèses de remplacement	5
1.3.1 Limites des prothèses actuelles	5
1.3.2 Alternatives en développement	6
1.4 L'électrofilage et ses avantages	7
1.4.1 Description du procédé	8
1.4.2 Alignement des fibres	10
1.4.3 Contrôle et quantification de la dimension des fibres, des pores et de la porosité	12
1.4.4 Structure multicouche	12
1.4.5 Electrofilage pour prothèses vasculaires	13
1.5 Propriétés mécaniques pertinentes au projet	14
1.5.1 Comportement en tension	14
1.5.2 Compliance	14
1.5.2.1 Valeurs de la littérature	17
1.5.3 Pression à la rupture	19
1.6 Matériaux synthétiques	19
1.7 Comportements de matériaux	19
1.7.1 Propriétés intrinsèques	20
1.7.1.1 Module d'élasticité	20
1.7.1.2 Coefficient de Poisson	20
1.7.1.3 Module de cisaillement	22
1.7.1.4 Écoulement et plasticité	23
1.7.1.5 Contrainte et déformation ultime	23
1.7.2 Comportement élastique isotrope	24
1.7.3 Comportement élastique orthotrope	24
1.7.4 Comportement élastique isotrope transverse	25
1.7.5 Comportement élastique anisotrope	26
1.7.6 Hyperélasticité	26
1.7.7 Comportement visqueux	26
1.8 Modèles d'analyse par éléments finis	27
1.8.1 Types de modèles utilisés dans la simulation des tissus	29
1.8.1.1 Modèle continu	30
1.8.1.2 Modèle discontinu	31

	1.8.1.3	Modèle à énergie	32
	1.8.2	L'écrouissage pour la simulation du comportement plastique	33
1.9		Critères de défaillance	35
	1.9.1	Le critère de von Mises	35
	1.9.2	Le critère de Tsai-Wu	36
CHAPITRE 2 OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES			39
CHAPITRE 3 MATÉRIEL ET MÉTHODE			43
3.1		Préparation des échantillons de ePET	43
	3.1.1	Système et paramètres d'électrofilage	43
	3.1.1.1	Montage	43
	3.1.1.2	Préparation de la solution	44
	3.1.1.3	Préparation du mandrin	45
	3.1.1.4	Paramètres d'électrofilage	45
	3.1.2	Démoulage et séchage	46
	3.1.2.1	Échantillons sur le gros mandrin	46
	3.1.2.2	Échantillons sur le petit mandrin	47
	3.1.3	Mesure et découpe des échantillons	47
3.2		Caractérisation mécanique du ePET	48
	3.2.1	TA Instrument [®] Electroforce 3200 et ses équipements connexes	49
	3.2.2	Conditions des tests	50
	3.2.3	Test de traction uniaxiale	50
	3.2.3.1	Dimension des échantillons	51
	3.2.3.2	Pinces et système d'attache	52
	3.2.3.3	Déformation transversale	52
	3.2.4	Test de cisaillement	52
	3.2.5	Calcul des propriétés de matériaux	54
	3.2.6	Essais cycliques	55
3.3		Validation du modèle d'analyse par éléments finis	56
	3.3.1	Fabrication de ballons de latex	56
	3.3.2	Circuit d'eau	58
	3.3.3	Fixation de la prothèse sur le montage	58
3.4		Modèle analytique	59
	3.4.1	Script	61
3.5		Modèle d'analyse par éléments finis	62
	3.5.1	Type de modèle	62
	3.5.2	Logiciel	62
	3.5.3	Propriétés des matériaux	63
	3.5.3.1	Type de comportement	63
	3.5.3.2	Plasticité	63
	3.5.3.3	Critères de défaillance	64
	3.5.4	Géométrie du modèle	64
	3.5.5	Type d'éléments	65

3.5.6	Conditions frontières	66
3.5.7	Solveur	66
3.5.8	Analyse de convergence du maillage	67
3.5.9	Type d'analyse	68
3.6	Observation du ePET au MEB	68
CHAPITRE 4 RÉSULTATS		71
4.1	Caractérisation mécanique des structures de ePET	71
4.1.1	Traction uniaxiale simple	71
4.1.1.1	Fibres aléatoires	71
4.1.1.2	Fibres alignées	73
4.1.2	Essais de cisaillement	75
4.1.3	Essais cycliques à contrainte progressive	75
4.1.4	Viscoélasticité	76
4.1.4.1	Vérification de l'influence de la vitesse de chargement	76
4.1.4.2	Essais de relaxation de contrainte et de fluage	77
4.2	Modèles d'analyse monocouche	78
4.2.1	Calculs analytiques	78
4.2.1.1	Adéquation du ePET aux critères mécaniques	83
4.2.2	Modèle d'analyse EF	85
4.2.3	Validation du modèle EF monocouche	88
4.2.3.1	Compliance du ballon de latex	89
4.2.3.2	Mesure de la compliance d'une prothèse tubulaire monocouche	90
4.2.3.3	Propriétés mécaniques en tension de la structure	90
4.2.4	Calcul de la compliance selon le modèle analytique et le modèle EF linéaire	91
4.3	Analyse au MEB des structures de fibres aléatoires	92
4.4	Modèle EF multicouche	93
4.4.1	Prothèse à trois couches	93
4.4.2	Prothèse à quatre couches (avec adventice)	96
CHAPITRE 5 DISCUSSION		99
5.1	Aspect expérimental	99
5.2	Conception monocouche	103
5.3	Conception multicouche	106
5.4	Propriétés intrinsèques et géométriques	107
5.5	Limites du projet	107
CHAPITRE 6 RECOMMANDATIONS		109
CONCLUSION		111

ANNEXE I	VALEURS DE COMPLIANCE POUR DIFFÉRENTS VAISSEaux ET MATÉRIAUX	113
ANNEXE II	DIFFÉRENTS MATÉRIAUX SYNTHÉTIQUES UTILISÉS DANS LA LITTÉRATURE POUR L'ÉLECTROFILAGE DE PROTHÈSES VASCULAIRES	115
ANNEXE III	CALCULS ANALYTIQUES	119
ANNEXE IV	SCRIPTS	127
ANNEXE V	ÉTUDE DE CONVERGENCE DE MAILLAGE	139
ANNEXE VI	CARACTÉRISATION DE LA VISCOÉLASTICITÉ	143
ANNEXE VII	VÉRIFICATION DE LA VALIDITÉ DU MODÈLE EF DE COMPLIANCE STATIQUE	147
ANNEXE VIII	MODÈLE AVEC PLASTICITÉ	149
ANNEXE IX	INFLUENCE DES PARAMÈTRES INTRINSÈQUES ET GÉOMÉTRIQUES	153
ANNEXE X	ESSAIS DE TENSION SUR PROTHÈSES DE 6 MM DE DIAMÈTRE INTERNE	173
BIBLIOGRAPHIE		175

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Différentes formules de compliance 16
Tableau 1.2	Valeurs de compliance d'après la littérature calculées depuis la formule 1.3 18
Tableau 3.1	Valeurs de compliance d'après la littérature calculées depuis la formule 1.3 46
Tableau 4.1	Propriétés mécaniques des structures de fibres aléatoires obtenues dans ce projet 73
Tableau 4.2	Propriétés mécaniques des structures de fibres alignées 74
Tableau 4.3	Calcul des rapports de contrainte et de module des différentes structures de ePET utilisées dans le projet 84
Tableau 4.4	Influence d'une augmentation de la valeur des paramètres intrinsèques d'un pli isotrope sur la compliance d'une prothèse vasculaire monocouche 85
Tableau 4.5	Influence d'une augmentation de la valeur des propriétés intrinsèques d'un pli orthotrope sur la compliance et la pression à la rupture d'une prothèse vasculaire monocouche 86
Tableau 4.6	Influence d'une augmentation de la valeur des paramètres géométriques sur les résultats en compliance et en critère de défaillance 88
Tableau 4.7	Valeurs de compliance obtenues pour une prothèse monocouche de ePET aléatoire 90
Tableau 4.8	Propriétés en tension uniaxiale de structures circulaires de ePET découpées dans la direction circonférentielle et longitudinale 91
Tableau 4.9	Valeurs de compliance obtenues pour une prothèse monocouche de ePET aléatoire 92

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Structure artérielle..... 3
Figure 1.2	Prothèse de ePTFE de 6 mm de diamètre interne..... 5
Figure 1.3	Photos prises au MEB à 1000x de structures électrofilées de fibres aléatoires (A) et alignées (B). 8
Figure 1.4	Schéma de principe - Électrofilage. 8
Figure 1.5	Méthodes permettant l'alignement de fibres dans la direction axiale - Méthode à deux disques et méthode à un seul disque. 11
Figure 1.6	Vue depuis la seringue - Électrofilage avec électrodes auxiliaires. 11
Figure 1.7	Image SEM (5000 x) de fibres électrofilées aléatoires (A) et alignées (B)..... 14
Figure 1.8	Influence de l'élastine et du collagène sur une courbe typique d'essai de traction d'un tissu artériel (gauche) et sur l'évolution de la compliance avec la pression moyenne interne appliquée. 15
Figure 1.9	Module de Young, sécant, de la corde et tangent. 21
Figure 1.10	Coefficient de Poisson - Une valeur faible, élevée, puis négative..... 21
Figure 1.11	Exemple de courbe tracée pour calculer le coefficient de Poisson..... 22
Figure 1.12	Contrainte de cisaillement. 23
Figure 1.13	Directions principales d'un élément infinitésimal. 25
Figure 1.14	Modèles de viscoélasticité - Modèles de Maxwell et modèle de Kelvin-Voigt. 27
Figure 1.15	Matrice de rigidité d'un matériau orthotrope. 30
Figure 1.16	Matrice de rigidité d'un matériau isotrope transverse. 31
Figure 1.17	Matrice de rigidité d'un matériau isotrope. 31
Figure 1.18	Courbe d'essai de traction avec déformation plastique et élastique. 33

Figure 1.19	Écrouissage isotrope et cinématique.	34
Figure 2.1	Schéma des objectifs et des sous-objectifs du projet.	39
Figure 3.1	Porte seringue et mandrin.	43
Figure 3.2	Contrôle du moteur rotatif et source de haute tension.	44
Figure 3.3	Roulement retiré du mandrin de 6 mm de diamètre suite à une déposition de fibres.	47
Figure 3.4	Prothèse sur le mandrin suite à sa fabrication - Cercle rouge autour de la marque laissée par l'éthanol.	48
Figure 3.5	Le châssis de l'Électroforce 3200 de TA Instrument® monté avec le laser pour les lectures de déformation transversale.	49
Figure 3.6	Mors utilisés pour les essais uniaxiaux.	52
Figure 3.7	Essai de tension désaxée.	53
Figure 3.8	Rosette rectangulaire	54
Figure 3.9	Seuils d'écoulement - Décalage à 0,2% et 2%.	55
Figure 3.10	Schéma du montage de compliance.	56
Figure 3.11	Ballon de latex A) inadéquat et B) adéquat.	57
Figure 3.12	Test de compliance - Fixation de la prothèse.	58
Figure 3.13	Application des pressions sur un cylindre. Adaptée de Bazergui <i>et al.</i> (2002), p.393.	59
Figure 3.14	Exemple de division en zones linéaires d'un essai de traction sur ePET.	64
Figure 3.15	Signification des angles de déposition des fibres.	65
Figure 3.16	Conditions frontières du modèle d'analyse par éléments finis.	67
Figure 3.17	Dimensions du modèle et des éléments. Épaisseur d'élément arbitraire.	68
Figure 4.1	ePET isotrope - Exemple de courbe d'essai de traction.	72
Figure 4.2	Zone d'écoulement - Zoom sur la figure 4.1.	72

Figure 4.3	Courbe d'un essai cyclique à contrainte progressive sur ePET à fibres aléatoires.....	76
Figure 4.4	Résultat des essais de traction uniaxiale à une vitesse de 0,075 mm/s pour les échantillons E1, E2 et E3.....	77
Figure 4.5	Résultat des essais de traction uniaxiale à une vitesse de 0,0075 mm/s pour les échantillons E4, E5 et E6	77
Figure 4.6	Évolution, selon l'épaisseur de la paroi, du module d'élasticité nécessaire pour atteindre une compliance de 0,0725 %/mmHg et de la contrainte ultime nécessaire pour atteindre une pression à la rupture de 2031 mmHg - Diamètre interne de 3 mm.	79
Figure 4.7	Relation entre le ratio de la contrainte ultime sur le module (σ_{ult}/E) et le ratio du rayon interne sur l'épaisseur de la paroi (R_i/t), pour un coefficient de Poisson de 0.3, différents diamètres et une compliance ciblée de 0,075 %/mmHg.	80
Figure 4.8	Influence du coefficient de Poisson sur le ratio de la contrainte ultime sur le module d'élasticité (σ_{ult}/E) obtenu – compliance ciblée de 0,0725 %/mmHg.	81
Figure 4.9	Relation entre le ratio de la contrainte ultime sur le module (σ_{ult}/E) et le ratio du rayon interne sur l'épaisseur de la paroi (R_i/t), pour un coefficient de Poisson de 0.3, différents diamètres et une compliance ciblée de 0,255 %/mmHg.	82
Figure 4.10	Influence du coefficient de Poisson sur le ratio de la contrainte ultime sur le module d'élasticité (σ_{ult}/E) obtenu – Compliance ciblée de 0,255 %/mmHg.	83
Figure 4.11	Effet sur la compliance d'une modification du module E1 pour différents alignements de fibre dans une prothèse de 6 mm de diamètre.	87
Figure 4.12	Courbe de pression et de diamètre d'un ballon de latex de 0,06 mm d'épaisseur.....	89
Figure 4.13	Image au MEB (1000x) d'un échantillon de fibres aléatoires fabriqué a) sur le mandrin de 10 cm de diamètre et b) sur le mandrin de 6 m de diamètre.	93
Figure 4.14	Schéma des couches du modèle.	94

Figure 4.15	Structure simulée de la prothèse à trois couches.....	94
Figure 4.16	Influence de l'angle des couches de la média dans une structure de ePET à 3 couches – Compliance trop faible pour rejoindre la valeur cible de 0,0725 %/mmHg et pression à la rupture en tout point inférieure à la valeur cible de 2031 mmHg.	95
Figure 4.17	Structure de la prothèse à quatre couches simulée.....	96
Figure 4.18	Influence de l'angle des couches de la media dans une structure a 4 couches – Bien que la pression à la rupture ait été approchée de la valeur cible de 2031 mmHg par l'ajout de la quatrième couche, la compliance est grandement diminuée.	97
Figure 5.1	Erreur dans la contrainte pouvant être causée par une estimation linéaire.	105

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

CE	Cellule endothéliale
CML	Cellule musculaire lisse
DCM	Dichlorométhane
EF	Éléments finis
ePET	Polyéthylène téréphtalate électrofilé
LBeV	Laboratoire de biomatériaux endovasculaires
MEB	Microscope électronique à balayage
MPa	Mégapascal
NASA	National Aeronautics and Space Administration
PCL	Polycaprolactone
PEG	Polyéthylène glycol
PEGMA	Poly (éthylène glycol) monométhyl éther de méthacrylate
PET	Polythéréphtalate d'éthylène
PSU	Polysulfone
PU	Polyuréthane
TFA	Acide trifluoroacétique
WHO	World Health Organization

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

σ_1	Contrainte dans la direction principale 1
σ_{ult-1t}	Contrainte ultime en tension dans la direction principale 1
σ_{ult-1c}	Contrainte ultime en compression dans la direction principale 1
σ_2	Contrainte dans la direction principale 2
σ_{ult-2t}	Contrainte ultime en tension dans la direction principale 2
σ_{ult-2c}	Contrainte ultime en compression dans la direction principale 2
σ_3	Contrainte dans la direction principale 3
σ_{ult-3t}	Contrainte ultime en tension dans la direction principale 3
σ_{ult-3c}	Contrainte ultime en compression dans la direction principale 3
S_{12}	Contrainte maximale en cisaillement dans le plan 12
S_{23}	Contrainte maximale en cisaillement dans le plan 23
S_{31}	Contrainte maximale en cisaillement dans le plan 31
σ_r	Contrainte radiale
σ_θ	Contrainte circonférentielle
σ_z	Contrainte longitudinale
ε_r	Déformation unitaire radiale
ε_θ	Déformation unitaire circonférentielle
ε_z	Déformation unitaire longitudinale
ε_{pl}	Déformation unitaire plastique
ε_e	Déformation unitaire élastique
u	Déformation radiale
ν	Coefficient de Poisson d'un matériau isotrope
ν_{ij}	Coefficient de Poisson d'un matériau orthotrope

E	Module d'élasticité d'un matériau isotrope
E_i	Module d'élasticité d'un matériau orthotrope dans la direction i
G	Module de cisaillement d'un matériau isotrope
G_{ij}	Module de cisaillement d'un matériau orthotrope dans le plan ij
R_i	Rayon interne d'un cylindre
R_e	Rayon externe d'un cylindre
r	Position dans le rayon observée
p_i	Pression appliquée à l'intérieur d'un cylindre
p_e	Pression appliquée à l'extérieur d'un cylindre
mm	Millimètre
MPa	Mégapascal
nm	Nanomètre
μm	Micromètre

INTRODUCTION

Les maladies cardiovasculaires sont la première cause de mortalité dans le monde (WHO, 2010). La majorité de ces maladies est causée par l'athérosclérose, et touche en particulier les artères coronaires (WHO, 2011). Le remplacement de l'artère malade par une prothèse vasculaire constitue l'une des solutions proposées pour traiter les formes les plus avancées d'athérosclérose. Cependant, cette solution est actuellement limitée par le risque élevé d'occlusion de la prothèse, qui empêche le traitement des artères dont le diamètre est petit (inférieur à 6 mm), telles les artères coronaires. Ceci s'explique par deux facteurs principaux. Tout d'abord, leurs propriétés mécaniques sont trop différentes de celles de l'artère. En effet, les matériaux utilisés dans leur conception, choisis pour leur biocompatibilité et leur résistance mécanique, sont trop rigides, ce qui mène à une compliance plus faible au niveau de la prothèse. Ceci signifie une capacité réduite d'expansion sous l'augmentation de la pression et une contrainte supérieure causée par les tourbillons dans l'artère à laquelle la prothèse est suturée (Chandran *et al.*, 1992). Il en résulte une migration de cellules musculaires lisses dans l'intima de l'artère, soit la couche en contact avec le sang (Salacinski *et al.*, 2001). Ce phénomène crée une sténose, ce qui nécessitera une nouvelle intervention.

De plus, les propriétés antithrombogènes de ces matériaux ne sont pas suffisantes pour empêcher le sang de coaguler sur la paroi interne de la prothèse. Pour rendre la prothèse non-thrombogène, l'idéal consiste à favoriser la croissance d'une monocouche de cellules endothéliales (CE) à la surface interne de la prothèse. Malheureusement, les propriétés et textures de surface des structures utilisées actuellement ne conviennent pas. Plusieurs équipes ont tenté de développer des tissus dont la texture est adaptée aux besoins des CE (Ahmed *et al.*, 2014; Whited et Rylander, 2014; Ju *et al.*, 2010; Jeong *et al.*, 2007). Notamment, dans le cadre d'une collaboration entre le Laboratoire de biomatériaux endovasculaires (LBEV, dirigé par le Professeur Sophie Lerouge), et les professeurs Abdellah Ajji et Michael R Wertheimer de l'École Polytechnique, des structures électrofilées en polyéthylène téréphtalate électrofilé (ePET) ont été développées. Celles-ci présentent des propriétés de surface mieux adaptées aux CE (PhD de Houman Savoji).

L'objectif de ce projet de maîtrise consiste à étudier le comportement mécanique de ces matériaux électrofilés. En premier lieu, la capacité de ces matériaux à remplir les besoins mécaniques d'une prothèse vasculaire s'ils sont utilisés dans une structure à une seule couche ou multicouches est étudiée. En second lieu, les impacts des différents paramètres intrinsèques des matériaux utilisés dans la conception de la prothèse, ainsi que les paramètres géométriques de l'ensemble d'une conception comportant plusieurs couches sont observés.

Le mémoire comprend tout d'abord une revue de littérature au chapitre 1. Cette dernière traite de l'artère et de la problématique clinique, des stratégies de traitement et des propriétés mécaniques pertinentes au projet. Il y est aussi question d'électrofilage, un procédé de fabrication adapté aux besoins du projet, du comportement mécanique de matériaux et de leur simulation. Le chapitre 2 contient les objectifs du projet. Ensuite, le chapitre 3 présente le matériel et les méthodes ayant été utilisées, tant pour la caractérisation que pour la simulation des structures électrofilées. Le chapitre 4 contient les résultats obtenus. Une discussion (chapitre 5), des recommandations (chapitre 6) et une conclusion viennent clore le mémoire.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

1.1 L'artère

1.1.1 Anatomie

L'artère est composée de trois couches (figure 1.1). La première, l'intima, est composée d'une couche confluite de CE, nommée endothélium. Cette couche joue un rôle essentiel dans la prévention de la formation du thrombus (Marieb et Hoehn, 2007, p.714). Les CE sont généralement alignées dans la direction de l'écoulement sanguin, qui a lieu dans la lumière du vaisseau.

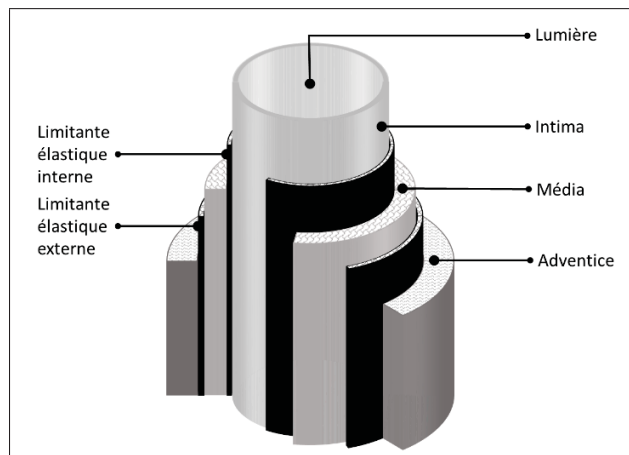


Figure 1.1 Structure artérielle.

La seconde couche, nommée média, est composée de cellules musculaires lisses (CML) alignées dans la direction circonférentielle de l'artère et d'une matrice extracellulaire composée d'élastine et de collagène (Jouan *et al.*, 2005). La média contrôle le diamètre des artères par vasoconstriction ou vasodilatation (Marieb et Hoehn, 2007, p.714) depuis les CML. Ceci permet d'assurer que le flot sanguin est constant et que la pression est contrôlée.

La troisième et dernière couche se nomme l'adventice. Elle est principalement composée de fibres tissées très lâches composées de collagène. Cette couche permet au vaisseau de s'ancrer à la chair à proximité et protège le tissu vasculaire en plus de le renforcer. Dans les vaisseaux de gros calibre, les *vasa-vasorum* (une multitude de petits vaisseaux sanguins) s'y infiltrent afin d'assurer un apport en nutriments aux cellules trop éloignées du sang pour s'y nourrir.

Une membrane nommée « limitante élastique » est présente entre chacune de ces couches.

Trois catégories permettent de classer les artères : les artères élastiques (l'aorte), musculaires (l'artère coronaire) et les artérioles. Chaque catégorie correspond à différentes propriétés géométriques et mécaniques. Elles sont donc classées selon leur calibre, l'épaisseur de chacune de leurs couches et les différents taux de collagène et d'élastine qui les composent (Mariéb et Hoehn (2007)). Chaque vaisseau aura une capacité différente à se dilater lorsque la pression à sa lumière augmentera. Cette capacité est nommée compliance.

1.2 Pathologies de l'artère et stratégies de traitement

1.2.1 Athérosclérose

L'athérosclérose, une sous-catégorie de l'artériosclérose, est une pathologie de l'artère qui consiste en un dépôt d'une variété de substances, soit des lipides, du tissu conjonctif, des cellules inflammatoires, des protéines, des enzymes et du calcium (Fishbein et Fishbein, 2009), à l'intérieur de l'intima de l'artère. Ce dépôt augmente l'épaisseur de l'intima et ainsi réduit le diamètre de la lumière du vaisseau, ce qui est appelé sténose. Le flot sanguin s'en trouve réduit et l'artère peut s'obstruer complètement, ce qui cause l'ischémie des tissus. De plus, il y a risque que la plaque se détache et aille boucher une artère de plus petit diamètre plus loin dans le réseau artériel (AHA, 2014).

Lorsque les médicaments ne suffisent pas, plusieurs traitements restent disponibles pour prévenir l'occlusion de l'artère. Il est notamment possible de déployer dans l'artère une endoprothèse non couverte (souvent appelée stent), qui se présente comme un tube de petit diamètre constitué

d'un treillis métallique en acier inoxydable, Nitinol ou cobalt-chrome (Williams, 2008). Cette prothèse est placée par angioplastie, en utilisant un cathéter à ballon pour la mettre en place directement à la zone malade de l'artère. L'endoprothèse peut être couverte d'un médicament limitant les risques de resténose (stent médicamenté) (Mani *et al.*, 2007).

Une autre option est d'effectuer un pontage afin de contourner la zone bouchée. Celui-ci est effectué avec une veine ou une artère du patient, le plus souvent la veine saphène (Venkatraman *et al.*, 2008) ou l'artère mammaire (Chlupac *et al.*, 2009). Cependant, puisque l'étendue de pression pouvant être soutenue par les veines est inférieure à celle des artères, ceci peut mener à un anévrisme dans la veine utilisée (Venkatraman *et al.*, 2008). De plus, ces vaisseaux ne sont pas toujours disponibles. Dans cette éventualité, une prothèse synthétique en polymères est plutôt utilisée pour remplacer l'artère malade.

1.3 Prothèses de remplacement

1.3.1 Limites des prothèses actuelles

Deux matériaux sont principalement utilisés pour la fabrication des prothèses vasculaires commercialisées. Le premier est le polyéthylène téréphtalate (PET) tissé, aussi appelé Dacron®, et le second le polytétrafluoroéthylène expansé (ePTFE) (figure 1.2).



Figure 1.2 Prothèse de ePTFE de 6 mm de diamètre interne.

Bien que ces prothèses montrent d'assez bons résultats lorsqu'elles sont utilisées pour remplacer de gros vaisseaux, plus on diminue le diamètre, plus les risques d'occlusion rapide de la prothèse sont élevés. Ceci s'explique par les principaux défauts de ces prothèses, qui sont 1) leur rigidité, causée par un module d'élasticité beaucoup trop élevé des matériaux utilisés (Salacinski *et al.*, 2001; Venkatraman *et al.*, 2008), et 2) l'absence de formation d'une couche confluyente de CE au niveau de la lumière des prothèses (Zilla *et al.*, 2007; Sarkar *et al.*, 2007; Tiwari *et al.*, 2001; Berger *et al.*, 1972).

L'écart de rigidité entre l'artère et la prothèse mène à une différence entre leur compliance, ce qui pousse les CML présentes dans l'artère adjointe à la prothèse à proliférer (Lemson *et al.*, 2000) et prendre place dans l'intima de l'artère. Ceci s'appelle l'hyperplasie intimale. De plus, la différence de compliance cause des perturbations de l'écoulement sanguin et une fluctuation du cisaillement à la paroi vasculaire (Salacinski *et al.*, 2001; Sarkar *et al.*, 2006). Ceci est observable surtout au niveau des anastomoses (jonctions entre l'artère et la prothèse), où l'hyperplasie y est rencontrée avec plus d'importance (Williams, 2008). Finalement, puisque les CE ne viennent pas limiter l'adhésion des cellules sanguines sur la paroi, il y a risque de formation de thrombus.

Plusieurs raisons expliquent l'absence de formation d'une monocouche de CE sur les prothèses commerciales, notamment leur texture (Whited et Rylander, 2014) et leur porosité de surface (Venkatraman *et al.*, 2008) inadaptées.

1.3.2 Alternatives en développement

L'une des alternatives aux prothèses commerciales consiste à créer *in vitro* un vaisseau sanguin utilisant les cellules du patient. Cette technique, nommée ingénierie tissulaire, promet d'éviter tout problème de rejet ainsi que l'utilisation d'un autre vaisseau du patient.

Plusieurs matériaux sont utilisés comme support initial aux cellules. Les plus courants sont les gels de collagène et de fibrine (Sarkar *et al.*, 2007), mais des matrices de polymères biodégradables sont aussi employées par plusieurs équipes (Ballarin *et al.*, 2014; Nguyen *et al.*,

2013; Liu *et al.*, 2012; Rai *et al.*, 2012; Soletti *et al.*, 2010). Certaines équipes utilisent aussi des protéines afin de faciliter l'infiltration cellulaire (McClure *et al.*, 2010; Ju *et al.*, 2010; Lee *et al.*, 2008; Sell *et al.*, 2006).

Cependant, le développement d'une prothèse issue d'ingénierie tissulaire demeure très long (60 à 90 jours) (Venkatraman *et al.*, 2008), ce qui est loin d'être idéal. Afin de pouvoir répondre à des situations d'urgence, la prothèse doit être prête à être implantée au moment de l'arrivée du patient à l'hôpital. Pour cette raison, les structures de matériaux synthétiques non biodégradables sont toujours d'actualité et plusieurs équipes travaillent toujours à leur développement (Savoji *et al.*, 2014a; Moreno *et al.*, 2011).

Dans ces deux cas, le procédé d'électrofilage s'avère particulièrement intéressant pour reproduire une texture proche de celle des tissus biologiques venant favoriser une meilleure colonisation par les CE et les CML.

1.4 L'électrofilage et ses avantages

L'électrofilage est un procédé développé par Rayleigh en 1897 (Burger *et al.*, 2006) qui produit des structures de fibres non tissées (figure 1.3). La norme ASTM D 1117-80 définit les tissus de fibres non tissées comme « toute structure textile dont les fibres sont collées ou emboîtées, ou les deux, par un moyen mécanique, thermique, chimique ou par un solvant ou encore par une combinaison des méthodes précédentes. Le terme ne comprend pas le papier ou les tissus qui sont tissés, tricotés ou capitonnés. » (Traduction libre depuis (Horrocks et Anand, 2000, p. 130). Bien que cette norme ait été discontinuée en 2009, cette définition a été reprise par la norme D3878 – 07, où les termes « structure textile » ont été remplacés par « tissu ».

Plusieurs domaines font usage de l'électrofilage pour développer, optimiser et fabriquer des tissus dont les propriétés répondent à des besoins très spécifiques. Bien que deux applications sur trois de ce procédé soient destinées au domaine médical (Burger *et al.*, 2006), il est aussi utilisé dans plusieurs autres industries. L'une des applications consiste à fabriquer des structures de nanofibres de carbone (Moayeri et Ajji, 2015) intéressantes pour leur conductibilité électrique

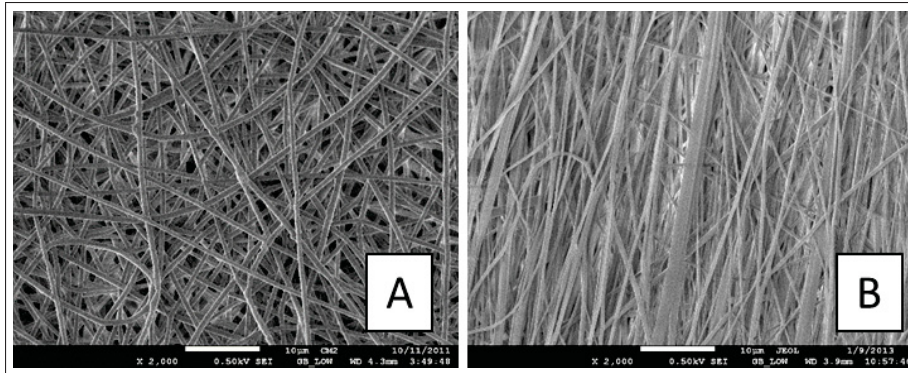


Figure 1.3 Photos prises au MEB à 1000x de structures électrofilées de fibres aléatoires (A) et alignées (B).

et destinées à différents types de capteurs et dispositifs électroniques (Das et Prusty, 2012). Le procédé permet aussi de fabriquer des filtres pour des liquides (Veleirinho et Lopes-da Silva, 2009) ou l'air (Dotti *et al.*, 2007), ou encore des membranes d'emballage antibactériennes pour la nourriture (Pakravan *et al.*, 2011).

1.4.1 Description du procédé

L'électrofilage est un procédé de fabrication permettant d'obtenir des fibres d'un diamètre de l'ordre du nanomètre avec une multitude de polymères et de protéines (Ji *et al.*, 2010).

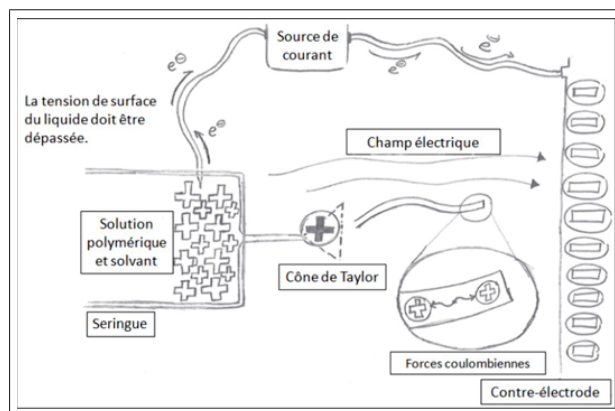


Figure 1.4 Schéma de principe - Électrofilage.

Une solution polymérique composée d'un polymère et d'un solvant est placée dans une seringue (figure 1.4). Cette dernière est placée face à une contre-électrode qui se présente sous la forme d'une plaque conductrice ou encore d'un mandrin rotatif. Une source de haute tension crée une différence de potentiel entre la solution polymérique et la contre-électrode. Ceci engendre une accumulation de charges de même nature dans la solution et un champ électrique entre les deux composantes. Ces charges et ce champ électrique jouent un rôle très important dans ce processus. En effet, lorsqu'une goutte est placée en bout d'aiguille, leur action combinée va mener celle-ci à se déformer. La goutte prendra la forme du cône de Taylor pour équilibrer les forces en place (Valiquette, 2009). Lorsque la tension de surface du liquide est dépassée, la goutte est projetée et s'étire sous l'effet des forces coulombiennes. Il en résulte une fibre dont le diamètre et l'angle d'arrivée sur la contre-électrode sont facteurs de plusieurs paramètres du processus de fabrication.

Les principaux paramètres sous le contrôle de l'utilisateur sont les suivants :

- La distance entre le bout de l'aiguille et la contre-électrode,
- Le diamètre intérieur de l'aiguille,
- Le diamètre du mandrin,
- La vitesse de rotation du mandrin,
- La puissance électrique et donc la différence de potentiel,
- Le débit d'écoulement de la solution polymérique à la sortie de la seringue,
- Le type de solvant,
- La concentration de la solution,
- La température,
- L'humidité.

Ces paramètres sont tous interdépendants, et la modification de l'un d'eux aura un impact sur chacune des caractéristiques du produit fini (alignement et dimension des fibres, porosité). Il

est ainsi possible de modifier le caractère anisotrope/isotrope des structures fabriquées et leur porosité, et ce même dans leur épaisseur.

1.4.2 Alignement des fibres

La méthode standard permettant d'obtenir des fibres alignées est d'utiliser un mandrin rotatif comme contre-électrode (Savoji *et al.*, 2014b; Aviss *et al.*, 2010). Cette méthode en elle-même mène à des fibres alignées dans la direction circonférentielle de ce mandrin. Bien que les fibres obtenues soient bien droites, leur direction peut s'avérer problématique. Puisque le module d'élasticité est plus grand dans la direction des fibres (il suffit de penser aux structures de matériaux composites de carbone ou de verre, un alignement circonférentiel peut mener à une très faible compliance.

Des solutions ont été envisagées afin de fabriquer des fibres alignées dont la direction est variable. L'utilisation de deux anneaux parallèles venant déposer les fibres sur la prothèse ou encore d'un disque portant la prothèse en construction à sa circonférence en sont deux exemples (figure 1.5). Il a été démontré que les fibres fabriquées par ces méthodes ne donnent pas les mêmes résultats mécaniques, et ce, même lorsque les autres paramètres de fabrication ne changent pas (Dong, 2009). Bien que ces méthodes aient été utilisées pour des fibres alignées dans la direction longitudinale de la prothèse seulement, tourner la prothèse devrait permettre l'application des fibres avec un alignement différent.

Par ailleurs, d'autres équipes utilisent des plaques disposées entre l'aiguille et la contre électrode pour jouer avec la direction prise par le champ électrique qui guide les fibres (Jayasinghe, 2013; Arras *et al.*, 2012). Ces deux plaques sont nommées électrodes auxiliaires. Elles sont liées à la contre-électrode par une source de courant indépendante et sont de la même polarité que la seringue (Arras *et al.*, 2012). Puisque les deux électrodes auxiliaires ont la même polarité, la tension qui s'en dégage vient concentrer les fibres en leur centre. Le profil de projection prend une forme ovale et presque rectiligne, plutôt que la forme de tourbillon très rond standard (figure 1.6). Pour changer l'alignement de déposition, les deux plaques doivent être tournées

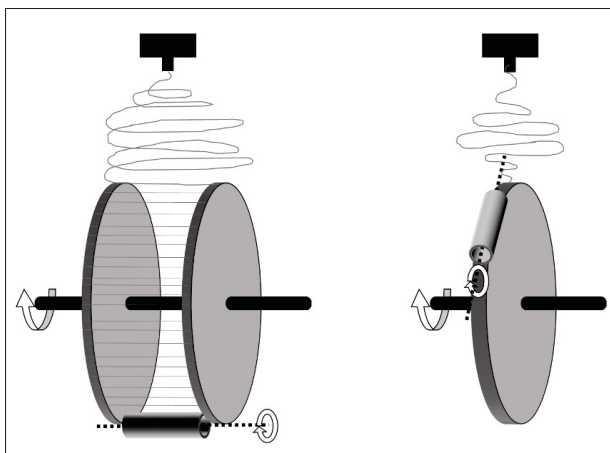


Figure 1.5 Méthodes permettant l'alignement de fibres dans la direction axiale - Méthode à deux disques et méthode à un seul disque.

tout en restant parallèles. Il est même possible de déposer dans le sens axial du mandrin avec cette technique.

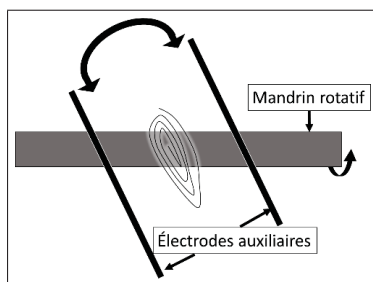


Figure 1.6 Vue depuis la seringue - Électrofilage avec électrodes auxiliaires.

Bien qu'il ait été démontré que l'utilisation des électrodes change le diamètre des fibres (et donc aura vraisemblablement un impact sur leurs propriétés mécaniques), l'influence de l'angle de déposition sur les propriétés mécaniques des fibres n'a pas été observée.

1.4.3 Contrôle et quantification de la dimension des fibres, des pores et de la porosité

Contrôler les caractéristiques des fibres, des pores et de la structure qu'ils composent est une étape importante du développement en électrofilage. Dans le cas de structures développées pour les prothèses vasculaires, par exemple, une structure à haute porosité (et dont les pores communiquent) est préférée, puisque le transport de nutriments et de déchets s'en trouvera facilité (Yang *et al.*, 2001).

Le diamètre des fibres et leur alignement sont généralement déterminés à l'aide d'images de microscope électronique à balayage (MEB), et leur analyse avec un logiciel d'imagerie (de Valence *et al.*, 2012; Liu *et al.*, 2012; Ju *et al.*, 2010). La porosité, mesure du pourcentage de vide dans le volume de la structure (ANSI *et al.*, 2010), peut être quantifiée de plusieurs façons, telles que l'intrusion de liquide (de Valence *et al.*, 2012; Savoji *et al.*, 2014a; Soliman *et al.*, 2011), ou par la méthode gravimétrique (de Valence *et al.*, 2012; Moreno *et al.*, 2011; Hadjizadeh *et al.*, 2010). La première observe la masse de liquide s'infiltrant dans la structure et en calcule le volume. La seconde compare la densité de la structure à celle d'un bloc non poreux du même polymère. Cette dernière est l'une des trois méthodes recommandées par la norme ANSI 7198 (ANSI *et al.*, 2010), avec la méthode planimétrique et au microscope. Plusieurs techniques sont comparées par Cortez (Cortez Tornello *et al.*, 2014). L'étude conclut qu'il n'existe pas de différence significative entre les différentes méthodes.

1.4.4 Structure multicouche

L'importance d'une structure composée de plusieurs couches de tissus fait l'objet de diverses études présentes dans la littérature (de Valence *et al.*, 2012; Browning *et al.*, 2012; Huang *et al.*, 2012; Shalumon *et al.*, 2011; Ju *et al.*, 2010). Le principal avantage d'une telle configuration consiste en la possibilité d'accueillir plusieurs types cellulaires, chacun requérant différentes réalités de structures, de texture, ou encore de chimie de surface. Utiliser un agencement multicouche permet d'obtenir à la fois les propriétés anti-thrombogène des CE et les capacités contractiles des CML afin qu'elles effectuent un travail de vasoconstriction ou de vasodila-

tation. De plus, les CE et les CML interagissent. En effet, les CE génèrent une hormone de croissance qui dicte l'organisation des CML et leur sécrétion de collagène (Dee *et al.*, 2002, p.187). Il y a donc tout à gagner à développer une structure visant l'accueil de ces deux types cellulaires.

1.4.5 Électrofilage pour prothèses vasculaires

Dans le cas des prothèses vasculaires, des pores de petite taille sont nécessaires pour la couche interne afin de s'assurer que les CE s'y attacheront en mono-couche sans s'y infiltrer. C'est l'inverse dans le cas de la couche externe puisqu'une infiltration de la structure par les CML est recherchée. Il est intéressant de constater que, généralement, augmenter la taille des fibres mène à une augmentation de la taille de pores (de Valence *et al.*, 2012; Liu *et al.*, 2012; Soliman *et al.*, 2011; Ju *et al.*, 2010).

Dans le cadre de ce projet, les structures à l'étude seront les fibres de PET électrofilées (ePET) fabriquées selon le protocole établi dans le cadre du PhD de Houman Savoji à l'École Polytechnique. Ce protocole met de l'avant deux types de structures. Premièrement, des fibres déposées de façon aléatoire (figure 1.7 A) mènent à des tailles de fibres et de pores adaptées aux CE (Savoji *et al.*, 2014a), c'est-à-dire qui empêche la pénétration des CE et favorise leur formation en monocouche. En ce qui concerne la structure développée pour les CML, les fibres et les pores sont plus gros et des fibres alignées (figure 1.7 B) ont plutôt été utilisées (Savoji *et al.*, 2014b). La morphologie de ces matrices a déjà été caractérisée par Savoji et n'est pas l'objet de la présente étude.

La capacité de ces structures à remplir les conditions mécaniques requises pour être utilisées dans une prothèse artérielle doit maintenant être étudiée. Les propriétés mécaniques de différentes structures électrofilées, leur capacité à répondre à des valeurs cibles en compliance et pression à la rupture (présentées dans la section suivante), ainsi que les résultats pouvant être obtenus lorsqu'ils seront combinés de différentes façons sont les sujets d'intérêt de l'étude.

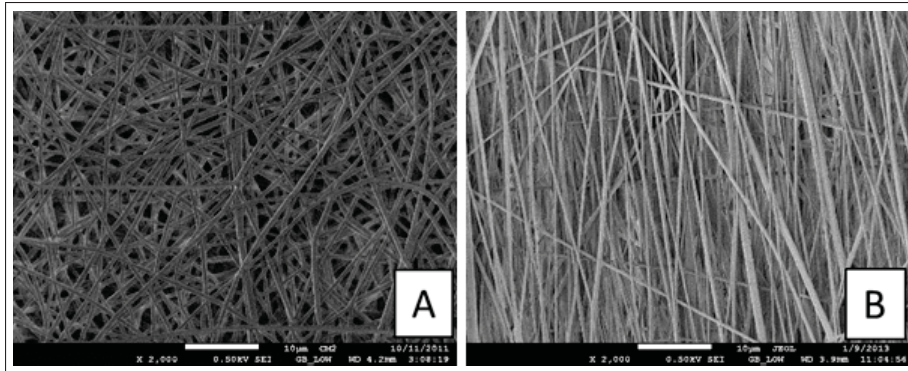


Figure 1.7 Image SEM (5000 x) de fibres électrofilées aléatoires (A) et alignées (B).

1.5 Propriétés mécaniques pertinentes au projet

Deux principales caractéristiques mécaniques d'une artère ont été retenues comme valeurs importantes à considérer. Ces deux caractéristiques sont la compliance et la pression à la rupture. Ces deux comportements dépendent grandement du comportement en tension.

1.5.1 Comportement en tension

La présence d'élastine et de collagène dans le vaisseau sanguin mène à un comportement non-linéaire lorsque sa paroi est contrainte (figure 1.8, à gauche).

L'élastine, beaucoup plus souple que le collagène (Bergel, 1961; Mozersky *et al.*, 1972), est contrainte avant ce dernier. Ceci mène à un comportement en compliance non linéaire (Sala-cinski *et al.*, 2001). À mesure que la pression moyenne à l'intérieur de l'artère augmente, la compliance diminue progressivement (figure 1.8, à droite).

1.5.2 Compliance

La compliance représente, tel qu'expliqué par la Commission générale de terminologie et de néologie française en 2003, l'« Aptitude d'une cavité organique à changer de volume sous l'influence d'une variation de pression » (GDT, 2012). Le terme compliance a d'ailleurs la

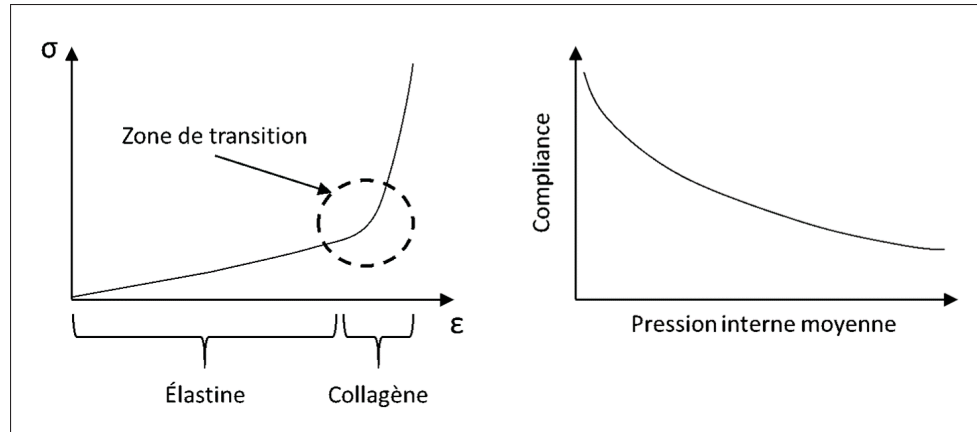


Figure 1.8 Influence de l'élastine et du collagène sur une courbe typique d'essai de traction d'un tissu artériel (gauche) et sur l'évolution de la compliance avec la pression moyenne interne appliquée.

même signification en anglais. Différentes formules ont été utilisées dans la littérature pour mesurer la compliance des vaisseaux sanguins (tableau 1.1).

Toutes ces formules sont des simplifications de la dernière du tableau (1.6). À partir de cette formule, l'hypothèse d'une longueur constante est nécessaire pour parvenir à l'analyse par diamètre. Hastings (1992) illustre bien la simplification de la formule :

$$C = \frac{\Delta V}{V * \Delta P} = \frac{(D_i + \Delta D_i)^2 - D_i^2}{D_i^2 * \Delta P} * 100 = \frac{2 * \Delta D_i}{D_i * \Delta P} + \frac{\Delta D_i^2}{D_i^2 * \Delta P} \approx \frac{2 * \Delta D_i}{D_i * \Delta P} \quad (1.7)$$

Le terme $\frac{\Delta D_i^2}{D_i^2 * \Delta P}$ peut être négligé comme il représente une valeur très faible. Ensuite, des approximations facilitent le calcul ou permettent d'utiliser une valeur obtenue plus facilement. C'est le cas lorsque le diamètre extérieur est utilisé. En effet, il est parfois plus simple de prendre cette valeur plutôt que de mesurer le diamètre intérieur de l'artère ou de la prothèse, selon la méthode utilisée lors des mesures *in vivo*.

Le facteur de deux, lorsque retiré de la formule (ce qui mène à la formule 1.3 du tableau 1.1), crée une erreur importante par rapport au calcul de compliance précédent. Toutefois, la formule informe toujours sur le comportement et la déformation selon la pression du vaisseau

Tableau 1.1 Différentes formules de compliance

Variables	Formules	Unités	Source
D_i = Diamètre diastolique interne	$C = \frac{\pi * D_i * \Delta D_i}{2 * \Delta P} \quad (1.1)$	$\frac{mm^2}{mmHg}$	(Khder <i>et al.</i> , 1997)
ΔD_i = Augmentation de diamètre intérieur causée par la différence de pression	$C = \frac{\Delta S}{\Delta P} \quad (1.2)$	$\frac{mm^2}{mmHg}$	(Hayoz <i>et al.</i> , 1992)
ΔS = Changement d'aire de section de la lumière du vaisseau	$C = \frac{\Delta D_i}{D_i * \Delta P} * 100 \quad (1.3)$	$\frac{\%}{mmHg}$	(Salacinski <i>et al.</i> , 2001)
ΔP = Différence de pression	$C = \frac{2 * \Delta D_i}{D_i * \Delta P} * 100 \quad (1.4)$	$\frac{\%}{mmHg}$	(Studinger <i>et al.</i> , 2000)
D_e = Diamètre extérieur	$C = \frac{\Delta D_e}{D_e * \Delta P} * 100 \quad (1.5)$	$\frac{\%}{mmHg}$	(Walden <i>et al.</i> , 1980)
ΔD_e = Augmentation de diamètre extérieur causée par la différence de pression	$C = \frac{\Delta V}{V * \Delta P} * 100 \quad (1.6)$	$\frac{\%}{mmHg}$	(Stergiopoulos <i>et al.</i> , 1994)
V = Volume intérieur du vaisseau sanguin à la diastole			
ΔV = Augmentation de volume intérieur causée par la différence de pression			

sanguin ou de la prothèse. La comparaison est donc toujours possible avec des valeurs provenant de la même formule. D'ailleurs, la formule utilisée dans la norme ANSI/AAMI/ISO 7198 :1998/2001/(R) 2010 est une équation équivalente à la formule 1.3 du tableau 1.1.

Ce qu'il faut retenir ici, c'est que le nombre important de formules utilisées dans la littérature demande de porter attention aux valeurs de compliance publiées et de s'assurer qu'elles sont comparables. Il est également essentiel de se soucier de l'unité de pression employée puisqu'elle influence fortement le résultat (généralement mmHg). Enfin, un autre facteur peut changer radicalement le résultat : l'intervalle de pression auquel les mesures ont été prises (de

80 à 120 mmHg, ou de 0- 100 mmHg etc.) puisque le comportement mécanique non linéaire des artères mène à une compliance variant grandement avec la pression (Salacinski *et al.*, 2001).

D'autres formules existent, cette fois pour estimer la valeur de la compliance d'une structure tubulaire en fonction des propriétés intrinsèques du matériau (vivant ou synthétique) et de la géométrie de l'artère ou de la prothèse (Chen *et al.*, 2011). Cette formule, une estimation provenant de la théorie des cylindres à paroi mince, peut être utilisée dans le cas d'un matériau élastique isotrope à une seule couche. Elle illustre bien l'interaction entre les différentes variables (C = compliance en mmHg-1 ; E = module de Young en mmHg-1 ; D_i = diamètre intérieur en mm ; t = épaisseur de la paroi en mm).

$$C = \frac{D_i}{2 * E * t} \quad (1.8)$$

La formule la plus intéressante dans celles trouvées dans la littérature est la troisième (1.3) du tableau, en raison de sa présence dans la norme ANSI/AAMI/ISO 7198 et de la facilité avec laquelle le diamètre interne peut être suivi dans une simulation par éléments finis (EF). Par contre, dans le cas d'essais mécaniques, la valeur obtenue depuis les instruments de mesure sera le diamètre extérieur. La norme ANSI/AAMI/ISO 7198 offre toutefois une formule permettant de soustraire l'épaisseur de la prothèse pour obtenir le diamètre intérieur, lorsque la paroi est considérée incompressible. Cette démarche sera donc celle utilisée.

1.5.2.1 Valeurs de la littérature

La compliance d'artères peut être retrouvée dans la littérature, ou encore directement calculée depuis les valeurs de pression et de diamètre correspondantes. Puisque la prothèse vasculaire à fabriquer devra reproduire le comportement d'une artère, ce sont ces valeurs de compliance qui seront les valeurs cibles du projet. Le tableau 1.2 illustre les valeurs trouvées et calculées depuis la formule 3. La colonne « Nombre d'articles » donne le nombre d'articles dans lesquels des valeurs de compliance ont été prises. Une moyenne de ces valeurs a permis de choisir un article dont la compliance est la plus représentative de ce qui est présent dans la littérature. En ce qui

concerne les prothèses synthétiques, les valeurs de compliance calculées depuis la formule 5, soit celle utilisant le diamètre externe plutôt que le diamètre interne, ont été conservées. En effet, le choix du diamètre influence peu le résultat final lorsque l'épaisseur de la paroi est nettement inférieure au diamètre (Schmitz-Rixen, 1993), ce qui est le cas dans les prothèses synthétiques.

Tableau 1.2 Valeurs de compliance d'après la littérature calculées depuis la formule 1.3

Artère	Nombre d'articles	Étendue (%mmHg ⁻¹)	Moyenne ± écart type (%mmHg ⁻¹)	Valeur choisie (%mmHg ⁻¹)	Source de la valeur cible
Aorte	4	0.19 à 0.25	0.23 ± 0.028	0.255	(Stefanadis <i>et al.</i> , 1995)
Carotide	3	0.22 à 0.32	0.26 ± 0.052	—	—
Autres artères ¹	2	0.073 et 0.078	0.075 ± 0.004	0.073	(Shaw <i>et al.</i> , 2002)
Veine	1	0.031	—	—	—
Dacron (PET tissé)	7	0.011 à 0.019	0.0173 ± 0.0029	0.018	(Tai <i>et al.</i> , 2000)
ePTFE	6	0.0026 à 0.021	0.0124 ± 0.0056	0.012	(Hastings, 1992)

La valeur cible fut choisie pour être près de la moyenne obtenue depuis les valeurs de la littérature. La crédibilité des articles (domaine d'expertise de l'équipe et expérience de l'équipe dans le domaine) et des journaux dans lesquels ils ont été publiés fut aussi un facteur pondérant la prise de décision.

La valeur de compliance de l'aorte (0,255 %mmHg⁻¹) est favorisée comme valeur cible de compliance pour le modèle de prothèse de grand diamètre (28 – 32 mm de diamètre). La compliance des autres artères (0,073 %mmHg⁻¹) est quant à elle choisie comme valeur cible pour la prothèse de petit diamètre (4 - 6 mm de diamètre). Il est important de noter que, dans le cas d'une prothèse visant à remplacer l'artère carotide, il serait nécessaire de viser une compliance aussi élevée que celle de l'aorte, mais avec un modèle de petit diamètre. On remarque

1. Comprend des artères coronaires et des artères musculaires humaines dont le type n'est pas spécifié.

que les valeurs de compliance du Dacron et du ePTFE sont nettement inférieures à ces cibles et constituent des valeurs seuil à dépasser dans l'amélioration du comportement des prothèses vasculaires.

1.5.3 Pression à la rupture

La pression à la rupture correspond à la pression maximale pouvant être soutenue par un vaisseau sanguin ou une prothèse avant qu'il y ait rupture de la paroi. La pression à la rupture variera d'un type de vaisseau sanguin à l'autre, mais ces pressions sont bien au-delà des pressions physiologiques. Pour cette raison, et afin de permettre une plus grande latitude lors du développement de la prothèse, la pression à la rupture retenue est la plus faible trouvée. Elle est tout de même 10 fois supérieure aux pressions pouvant être atteintes en hypertension, avec une valeur de 2031 mmHg (L'Heureux *et al.*, 2006).

1.6 Matériaux synthétiques

Plusieurs matériaux synthétiques sont utilisés dans d'intéressantes études présentes dans la littérature. Certaines des études, la majorité utilisant l'électrofilage comme procédé de fabrication (Voir la section suivante), ont été retenues et les propriétés mécaniques des matériaux en faisant l'objet ont été notées. Un tableau regroupant ces résultats peut être trouvé à l'annexe II.

1.7 Comportements de matériaux

Le comportement mécanique d'un matériau peut, dans la majorité des situations, être calculé grâce à une matrice de rigidité qui représente son comportement dans différentes directions en tension et en cisaillement. Lorsque l'analyse est effectuée en trois dimensions, cette matrice est composée de 36 éléments (6 lignes et 6 colonnes). Selon le type de matériau à l'étude, le nombre de variables devant être quantifiées pour que chacun des éléments de cette matrice puisse être calculé varie. Cette section débute donc par la description de chacune de ces propriétés. Ceci est suivi par les différents types de comportements mécaniques. Finalement, il est

question des différents types d'analyses par éléments finis et les critères de défaillance requis pour prévoir la pression à la rupture.

1.7.1 Propriétés intrinsèques

Peu importe le type de matériau, son comportement mécanique est défini par ses propriétés intrinsèques. Ses propriétés comportent le module d'élasticité, le coefficient de Poisson et le module de cisaillement.

1.7.1.1 Module d'élasticité

Le module d'élasticité correspond à la réponse en déformation (ε) du matériau à une contrainte appliquée de façon perpendiculaire (σ), ou encore à la contrainte nécessaire pour obtenir une déformation voulue. Il correspond donc à sa rigidité. Il est calculé depuis les résultats d'un essai de traction uniaxiale dans la région de la courbe correspondant à la zone élastique. Lorsque la zone est parfaitement linéaire, il est nommé le module de Young, E (Taibi, 2001) (figure 1.9, gauche). Il est aussi possible de calculer un module tangent (un seul point sur la courbe), sécant (depuis l'origine jusqu'à un point sur la courbe) ou encore le module de la corde (deux points sur la courbe) (figure 1.9, droite). Pour chacun de ces modules, les mesures de déformation unitaire ou de contraintes utilisées dans les calculs doivent être spécifiées avec le module obtenu.

1.7.1.2 Coefficient de Poisson

Le coefficient de Poisson (ν) correspond à la déformation transverse observée lors de l'application d'une contrainte de tension uniaxiale (figure 1.10). Les valeurs standard de coefficient de Poisson sont situées entre 0 et 0,5. Dans un matériau continu, la valeur de 0,5 constitue la limite d'incompressibilité. À cette valeur, le module de compression isostatique atteint une valeur indéfinie, et une augmentation du coefficient mène à une valeur de module négative

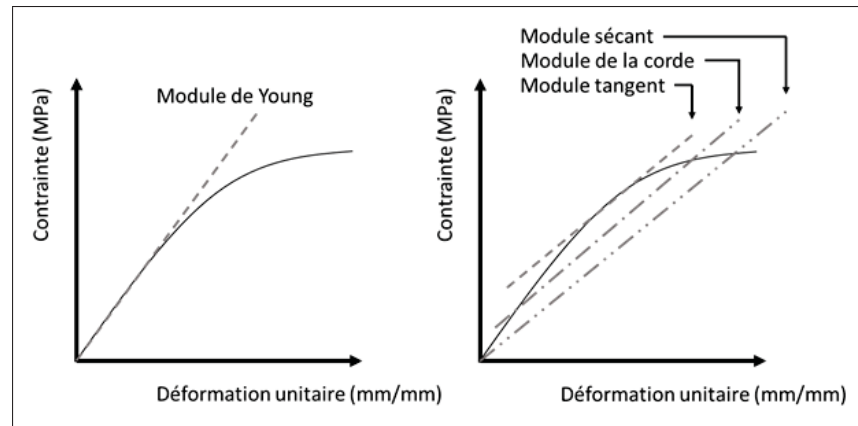


Figure 1.9 Module de Young, sécant, de la corde et tangent.

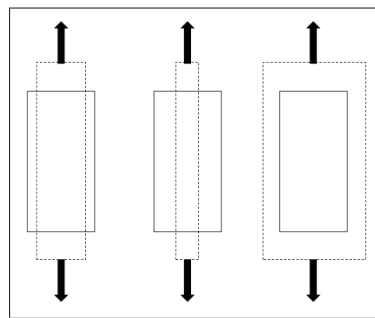


Figure 1.10
Coefficient de Poisson -
Une valeur faible,
élevée, puis négative.

(formule 1.9).

$$K = \frac{E}{3 * (1 - 2 * \nu)} \quad (1.9)$$

Où K est le module de compression (MPa), E le module d'élasticité (MPa) et ν le coefficient de Poisson.

Par contre, le coefficient de Poisson peut atteindre des valeurs bien en dehors de cette étendue (de Jong et Postle, 1977). Par exemple, une valeur négative signifie que la largeur augmentera avec la longueur, et peut être reproduit en choisissant une géométrie particulière (Soman *et al.*,

2012). De plus, des matériaux qui ne sont pas continus, tels les tissus, peuvent obtenir des valeurs bien au-delà de la limite d'incompressibilité.

La formule pour le calculer tient compte de la déformation unitaire transversale ainsi que de la déformation unitaire longitudinale obtenue dans un essai de traction uniaxiale. Selon la norme ASTM D638-10, les résultats de l'essai de traction sont tracés de la façon suivante :

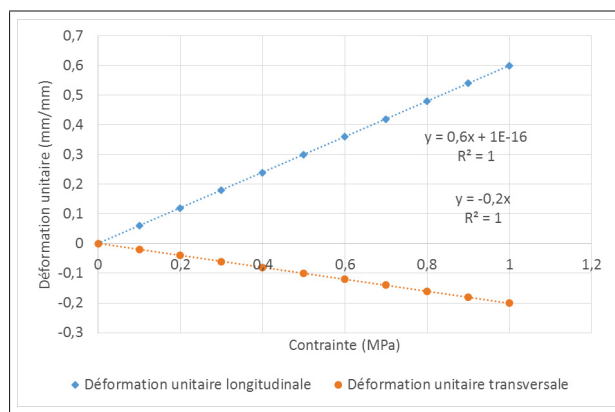


Figure 1.11 Exemple de courbe tracée pour calculer le coefficient de Poisson.

Depuis le graphique de la figure 1.11, la pente de la déformation unitaire transversale est multipliée par -1 puis divisée par la pente de la déformation unitaire longitudinale. Les points utilisés pour ce calcul sont les mêmes que ceux utilisés pour le calcul du module d'élasticité.

1.7.1.3 Module de cisaillement

Le cisaillement constitue une contrainte appliquée de façon tangentielle au matériau (τ) (figure 1.12). Le module de cisaillement correspond à la rigidité du matériau dans cette direction (Roy *et al.*, 2012).

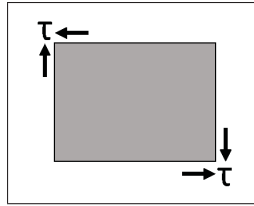


Figure 1.12 Contrainte de cisaillement.

1.7.1.4 Écoulement et plasticité

L'écoulement d'un matériau correspond à la fin de la zone élastique et au début de la zone plastique. Le point d'écoulement est le point où une augmentation de la déformation ne mène pas à une augmentation de la contrainte (ASTM D638-10), et donc à un plateau. Par contre, il est possible de calculer une contrainte à l'écoulement décalée (et une déformation à l'écoulement décalée) pour les matériaux ne comportant pas de point d'écoulement. Pour ce faire, il suffit de décaler une droite de même pente que le module d'élasticité du pourcentage de déformation voulu. Ensuite, il faut noter l'endroit où cette droite et la courbe de l'essai de traction se croisent. Cette contrainte et cette déformation doivent être rapportées avec le décalage auquel elles correspondent. La variable utilisée pour la contrainte à l'écoulement est σ_y , le y utilisé provenant du terme anglais pour écoulement, «yield». L'allongement unitaire à l'écoulement est lui illustré par la variable ϵ_y .

Au-delà de ce point, lorsque le matériau atteint la zone plastique de sa déformation, une partie de ces déformations sera permanente.

1.7.1.5 Contrainte et déformation ultime

La contrainte et la déformation ultime sont des valeurs exprimant le point de rupture du matériau. Les variables utilisées pour les définir sont respectivement σ_{ult} et ϵ_{ult} .

1.7.2 Comportement élastique isotrope

Un matériau isotrope est un matériau dont les propriétés mécaniques sont les mêmes, et ce peu importe la direction dans laquelle il est contraint. Lorsqu'un comportement isotrope est utilisé seul (sans viscoélasticité, plasticité, etc.), cela signifie que le comportement est purement élastique (la contrainte est proportionnelle à la déformation unitaire et une réduction de la contrainte ne laissera pas de déformation permanente). La définition de ce type de matériau nécessite de donner une valeur à deux des trois inconnues, soit un module d'élasticité E , un seul coefficient de Poisson ν et un module de cisaillement G . D'ailleurs, la formule suivante lie les trois variables entre-elles :

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (1.10)$$

De plus, ce type de définition considère que le matériau est continu et que les propriétés en compression sont les mêmes que celles en tension. Un essai de traction uniaxiale est donc suffisant pour caractériser totalement ce type de matériau.

1.7.3 Comportement élastique orthotrope

Contrairement au matériau isotrope, le matériau orthotrope comporte des propriétés différentes dans chacune de ses directions perpendiculaires. Ceci augmente le nombre de variables nécessaires pour le calcul des déformations et des contraintes dans la matrice de rigidité à 9 variables, soit trois modules d'élasticité (E_1 , E_2 et E_3), trois coefficients de Poisson (ν_{12} , ν_{13} et ν_{23}) et trois modules de cisaillement (G_{12} , G_{13} et G_{23}). Les directions données par les numéros 1, 2 et 3 correspondent aux directions principales du matériau (figure 1.13).

Bien souvent, la direction 1 sera la direction longitudinale, la direction 2 correspondra à la direction transversale et finalement la direction 3 à l'épaisseur. Trois coefficients de Poisson supplémentaires existent dans le matériau, soit les coefficients ν_{21} , ν_{31} et ν_{32} . Le théorème de réciprocité de Maxwell démontre que la matrice des constantes d'un matériau doit être symétrique (Cook *et al.*, 2002, p.344), ce qui signifie que ces coefficients sont calculés de la

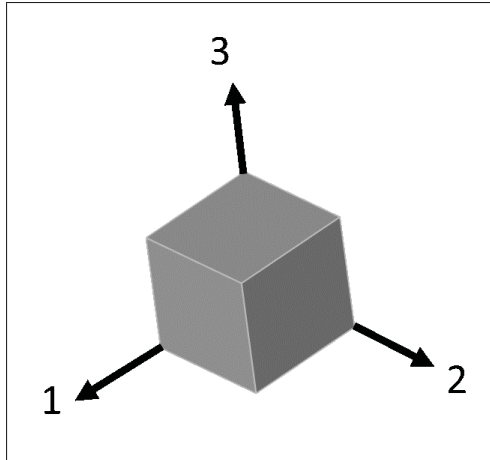


Figure 1.13 Directions principales d'un élément infinitésimal.

façon qui suit (Kollár et Springer, 2003) :

$$\frac{\nu_{ij}}{E_i} = \frac{\nu_{ji}}{E_j} \quad (1.11)$$

1.7.4 Comportement élastique isotrope transverse

L'isotropie transverse est un type simplifié de matériau orthotrope. Comme son nom l'indique, il signifie que dans les directions transverses (soit 2 et 3), les propriétés du matériau sont les mêmes. Ceci mène à l'élimination de quelques variables dans la définition du matériau puisque :

$$E_2 = E_3 \quad (1.12)$$

$$\nu_{12} = \nu_{13} \quad (1.13)$$

$$G_{13} = G_{12} \quad (1.14)$$

Ce type de définition correspond parfaitement à un matériau composé de fibres alignées dans une seule direction. Dans cette situation, la direction des fibres correspond à la direction 1.

Pour définir les propriétés en cisaillement de ce type de matériau, deux tests sont nécessaires. Le module de cisaillement dans le plan (G_{12}) peut être déterminé par un test de traction désaxé à 45° (Ganesh et Naik, 1997). Par contre, la contrainte ultime en cisaillement doit être déterminée à 10° (Chamis et Sinclair, 1977; Ganesh et Naik, 1997), puisque la contribution du cisaillement dans la rupture à 45° n'est pas suffisante pour que ce soit une rupture en cisaillement.

1.7.5 Comportement élastique anisotrope

Un comportement anisotrope signifie que les propriétés mécaniques du matériau sont différentes, peu importe la direction observée.

1.7.6 Hyperélasticité

L'hyperélasticité signifie que la valeur du module d'élasticité augmente de façon exponentielle. C'est donc un comportement non linéaire. Puisque ce phénomène est un type d'élasticité, l'augmentation de la contrainte ne mène pas à une déformation permanente du matériau.

1.7.7 Comportement visqueux

Un comportement est dit visqueux lorsque le temps doit être considéré dans les calculs de contrainte ou de déformation. La viscoélasticité fait état des comportements visqueux ayant lieu dans le domaine élastique, et la viscoplasticité de ceux ayant lieu dans le domaine plastique.

Il existe deux principaux phénomènes causés par ce type de comportement (Bazergui *et al.*, 2002, p. 16). Le premier est le fluage, qui est caractérisé par une diminution graduelle de la déformation d'un matériau lorsque la contrainte qui lui est appliquée est constante. La seconde est la relaxation de contrainte, où une déformation est imposée de façon constante à un matériau et où la contrainte va diminuer.

Le comportement visqueux change grandement selon la température du matériau qui est contraint. La vitesse d'application de la contrainte est aussi un facteur important.

Plusieurs modèles permettent de calculer la viscoélasticité. Ces modèles utilisent des systèmes de ressorts afin de simuler le comportement élastique (la force est fonction du déplacement) et des amortisseurs pour le comportement visqueux (la force est fonction de la vitesse). Les plus simples de ces modèles sont les modèles de Maxwell et de Kelvin-Voigt (Etienne et David, 2012, p. 129), qui sont donnés ici à titre d'exemple (figure 1.14).

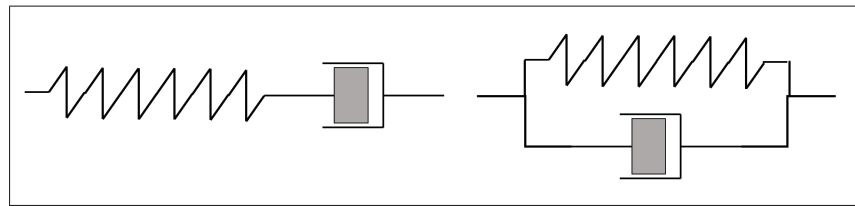


Figure 1.14 Modèles de viscoélasticité - Modèles de Maxwell et modèle de Kelvin-Voigt.

1.8 Modèles d'analyse par éléments finis

Un modèle d'analyse par éléments finis (EF) se caractérise par la discrétisation de la zone à l'étude en éléments à longueur déterminée, et donc qui sont finis. L'utilisation des bonnes formules régissant le comportement physique analysé permet à la modélisation de prévoir ce qui serait obtenu avec des tests expérimentaux.

Trois étapes majeures constituent l'analyse, soit le prétraitement, les calculs et le post traitement des résultats. Le prétraitement constitue l'analyse du problème et des conditions qui le définissent. C'est à cette étape que la géométrie, les matériaux, les conditions frontières et le maillage sont définis. Ensuite, les calculs consistent en l'analyse des contraintes en place et leur influence sur la géométrie analysée. C'est à ce moment que le type d'analyse (statique, transitoire, linéaire ou non) est défini. Finalement, le post traitement des résultats est le moment où ces derniers sont analysés et où des conclusions sont tirées de l'analyse.

La modélisation est utilisée à plusieurs fins dans la recherche ayant comme sujet les prothèses vasculaires. L'une des toutes premières simulations calculant la compliance de vaisseaux et de

prothèse (Chandran *et al.*, 1992) visait à permettre d'observer la perte de compliance à une anastomose bout à bout. L'objectif était de bien visualiser l'impact direct de l'utilisation d'un matériau plus rigide qu'une artère dans une prothèse. Zidi et Cheref (2003) ont effectué une analyse semblable dans laquelle est illustrée la compliance de part et d'autre de l'anastomose, ainsi que son évolution dans l'artère lorsque l'on s'en éloigne. L'influence d'une différente géométrie (diamètre inférieur ou supérieur à celui du vaisseau à l'anastomose) a aussi été observée de cette façon (Chandran *et al.*, 1992; Stewart et Lyman, 2004). Ces modèles ont permis de remarquer l'ampleur des impacts de ces différences de propriétés intrinsèques et géométriques.

Depuis, la simulation par EF a été effectuée dans certains cas en tenant compte de l'écoulement sanguin dans une anastomose bout à bout (Bauernschmitt *et al.*, 1999), ou de bout à côté comme dans les pontages (Leuprecht *et al.*, 2002; Hofer *et al.*, 1996), avec les équations de Navier-Stokes. Ces analyses ont permis de mieux comprendre l'influence des différents paramètres (géométriques et mécaniques) sur le flot sanguin et comment ce dernier influence l'hyperplasie intinale. Les sutures ont aussi été observées (Leuprecht *et al.*, 2002; Ballyk *et al.*, 1998), puisqu'elles sont le lieu de prédilection pour l'apparition de l'hyperplasie intinale (Williams, 2008). Certaines analyses ne tenant pas compte de la présence de prothèse ont observé l'évolution de l'écoulement sanguin dans diverses configurations vasculaires (Vignon-Clementel *et al.*, 2006; Raghu et Taylor, 2011) afin de mieux comprendre les pressions qui y sont présentes.

De façon plus dirigée vers les prothèses vasculaires elles-mêmes, des modèles ont été utilisés pour observer les conséquences de l'ajout d'un maillage de renforcement métallique, ainsi que l'influence de sa position dans l'épaisseur d'une prothèse (Sirry *et al.*, 2010). De plus, l'impact de l'alignement de fibres électrofilées ainsi que leur diamètre (Stylianopoulos *et al.*, 2008) sur les propriétés mécaniques finales obtenues a été un sujet d'intérêt.

Les modèles d'analyse par EF ne servent pas qu'à observer un phénomène. Ils permettent aussi d'en optimiser les paramètres. Par exemple, Yeoman *et al.* (2009) ont utilisé un modèle d'analyse par EF pour définir les propriétés mécaniques idéales d'une structure tissée venant

tenir le rôle de renfort dans une prothèse vasculaire de polyuréthane. Depuis ces propriétés, ils ont trouvé le renfort leur permettant d'atteindre la valeur de compliance désirée. Sousa *et al.* (2012) ont quant à eux optimisé la géométrie d'un pontage afin de réduire au minimum les zones de vorticité apparaissant aux anastomoses dans le flot sanguin.

Selon le type de matériau simulé, l'analyse sera linéaire (Auricchio *et al.*, 2011; Chandran *et al.*, 1992; Sirry *et al.*, 2010) ou non (Yeoman *et al.*, 2009; Stylianopoulos *et al.*, 2008; Sousa *et al.*, 2012; Zidi et Cheref, 2003; Silberstein *et al.*, 2012). L'analyse sera en deux dimensions (Zidi et Cheref, 2003; Silberstein *et al.*, 2012) ou trois (Chandran *et al.*, 1992; Sousa *et al.*, 2012; Sirry *et al.*, 2010) ou les deux (Yeoman *et al.*, 2009). Les éléments le plus souvent utilisés dans les analyses 3D seront les hexaèdres, ce qui peut s'expliquer par leur plus grande exactitude et un temps de calcul réduit par rapport aux éléments tétraédriques (De Santis *et al.*, 2011).

Bien que plusieurs études existent dans la littérature sur l'importance et le développement de prothèses multicouches, pratiquement aucune étude n'effectue d'analyse EF pour prévoir et optimiser l'agencement de ces couches. Dans ces études (Bailly *et al.*, 2012; Yeoman *et al.*, 2009), l'aspect mécanique est prédominant et les couches ne visent pas à accueillir différents types cellulaires.

1.8.1 Types de modèles utilisés dans la simulation des tissus

Préalablement à la réalisation du modèle d'analyse par éléments finis, il est impératif de choisir le type de modèle à réaliser. Ce dernier est déterminé par le matériau à l'étude ainsi que par les limites de chacun des types de modèles. Dans le cas présent, puisque les matériaux fabriqués par électrofilage sont de nature fibreuse et poreuse, elles s'apparentent aux tissus. Il est donc important de se pencher sur les types de modèles permettant la meilleure représentation des comportements d'un tissu.

1.8.1.1 Modèle continu

Le modèle continu est le type de modèle le plus répandu dans le milieu de la simulation par EF, notamment en structure et en fluide. Ce type de modèle est purement macroscopique et considère le matériau modélisé comme étant plein et continu. Dans le cas de la simulation d'un tissu, il ne tient donc pas compte des fibres ou des pores entre ces dernières. Pour cette raison, le coefficient de Poisson est donc limité aux valeurs standard allant jusqu'à 0,5. Ceci ne signifie pas que les tissus ne peuvent pas être simulés avec cette méthode. Tant que les propriétés mécaniques entrent dans les limites de ce type de simulation, il est possible de le faire (Sun *et al.*, 2005; Boubaker *et al.*, 2007).

Les matrices de rigidité (Kollár et Springer, 2003) dans ce type d'analyse pour les matériaux orthotropes, isotropes transverses et isotropes sont les suivantes (figure 1.15, 1.16 et 1.17) :

$$\begin{Bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \tau_{23} \\ \tau_{13} \\ \tau_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{E_1}{D} (1 - \frac{E_3}{E_2} \nu_{23}^2) & \frac{E_2}{D} (\nu_{12} + \frac{E_3}{E_2} \nu_{13} \nu_{23}) & \frac{E_3}{D} (\nu_{13} + \nu_{12} \nu_{23}) & 0 & 0 & 0 \\ \frac{E_2}{D} (\nu_{12} + \frac{E_3}{E_2} \nu_{13} \nu_{23}) & \frac{E_2}{D} (1 - \frac{E_3}{E_1} \nu_{13}^2) & \frac{E_3}{D} (\nu_{23} + \frac{E_2}{E_1} \nu_{12} \nu_{13}) & 0 & 0 & 0 \\ \frac{E_3}{D} (\nu_{13} + \nu_{12} \nu_{23}) & \frac{E_3}{D} (\nu_{23} + \frac{E_2}{E_1} \nu_{12} \nu_{13}) & \frac{E_3}{D} (1 - \frac{E_2}{E_1} \nu_{12}^2) & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & G_{23} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & G_{13} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & G_{12} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{13} \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix}$$

où

$$D = \frac{E_1 E_2 E_3 - \nu_{23}^2 E_1 E_3^2 - \nu_{12}^2 E_2^2 E_3 - 2 \nu_{12} \nu_{23} \nu_{13} E_2 E_3^2 - \nu_{13}^2 E_2 E_3^2}{E_1 E_2 E_3}$$

Figure 1.15 Matrice de rigidité d'un matériau orthotrope.

$$\begin{Bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \tau_{23} \\ \tau_{13} \\ \tau_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{E_1}{D}(1 - \nu_{23}^2) & \frac{E_2 \nu_{12}}{D}(1 + \nu_{23}) & \frac{E_2 \nu_{12}}{D}(1 + \nu_{23}) & 0 & 0 & 0 \\ \frac{E_2 \nu_{12}}{D}(1 + \nu_{23}) & \frac{E_2}{D}(1 - \frac{E_2}{E_1} \nu_{12}^2) & \frac{E_2}{D}(\nu_{23} - \frac{E_2}{E_1} \nu_{12}^2) & 0 & 0 & 0 \\ \frac{E_2 \nu_{12}}{D}(1 + \nu_{23}) & \frac{E_2}{D}(\nu_{23} - \frac{E_2}{E_1} \nu_{12}^2) & \frac{E_2}{D}(1 - \frac{E_2}{E_1} \nu_{12}^2) & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{E_2}{2(1 + \nu_{23})} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & G_{12} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & G_{12} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{13} \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix}$$

où

$$D = 1 - \nu_{23}^2 - \frac{2(1 + \nu_{23})E_2}{E_1} \nu_{12}^2$$

Figure 1.16 Matrice de rigidité d'un matériau isotrope transverse.

$$\begin{Bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \tau_{23} \\ \tau_{13} \\ \tau_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{E(1 - \nu)}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} & \frac{E\nu}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} & \frac{E\nu}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{E\nu}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} & \frac{E(1 - \nu)}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} & \frac{E\nu}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{E\nu}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} & \frac{E\nu}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} & \frac{E(1 - \nu)}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{E}{2(1 + \nu)} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{E}{2(1 + \nu)} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{E}{2(1 + \nu)} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{13} \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix}$$

Figure 1.17 Matrice de rigidité d'un matériau isotrope.

1.8.1.2 Modèle discontinu

Contrairement au modèle continu, le modèle discontinu tient compte de l'agencement des fibres ainsi que de leur géométrie. Le modèle se présente tout d'abord sous la forme macroscopique, où la géométrie de l'ensemble de la structure est modélisée. C'est dans ce modèle que les conditions frontières, les contraintes et les déplacements imposés sont appliqués. Ensuite, chaque élément de cet ensemble est un modèle microscopique, dans lequel le comportement des fibres est simulé. Ainsi, la déformation et le déplacement des fibres sont calculés avec ces conditions limites, puis renvoyés au modèle macroscopique. Ce type d'analyse est le plus souvent en deux dimensions.

La fibre est modélisée comme un matériau aux propriétés continues, et sa géométrie peut tenir compte d'ondulations. De plus, les interactions entre les fibres, notamment le frottement, peuvent être considérées dans les calculs. Pour les non-tissés, trois types de modèles microscopiques sont présents dans la littérature. Dans le premier modèle, les fibres sont représentées par des arrêtes liées selon une géométrie particulière (Kłosowski *et al.*, 2009; Silberstein *et al.*, 2012). Dans le second, la disposition des fibres est obtenue depuis des images de microscope électronique à balayage (MEB), puis reproduite par l'analyse de ces images (D'Amore *et al.*, 2014). Finalement, le troisième type de modèle utilise une méthode stochastique où les fibres sont générées de façon aléatoire, mais doivent respecter certains critères, tels une longueur minimale (Stylianopoulos *et al.*, 2008), une orientation, une densité et un diamètre de fibres (D'Amore *et al.*, 2014). Les propriétés des fibres sont obtenues depuis des essais mécaniques en tension (D'Amore *et al.*, 2014; Stylianopoulos *et al.*, 2008; Bailly *et al.*, 2014).

L'un des principaux avantages de ce type de modèle est qu'il permet de prévoir les propriétés mécaniques d'un tissu avant même sa fabrication (Boubaker *et al.*, 2007). Son principal désavantage provient quant à lui de la nécessité d'utiliser plusieurs itérations et de la présence d'une très grande quantité de degrés de liberté. Ceci mène rapidement à un modèle très lourd (Stylianopoulos *et al.*, 2008; Boubaker *et al.*, 2007).

1.8.1.3 Modèle à énergie

Ce modèle tire son nom du fait qu'il est défini par le critère de l'énergie minimale (Russel, 2007; Taibi, 2001). Ceci n'est valide que pour les déformations purement élastiques (Hearle *et al.*, 2001; Taibi, 2001; Russel, 2007, p. 455). Pour cette raison, ce type de modèle peut être représenté par un treillis de masses reliées par un agencement purement composé de ressorts (Boubaker *et al.*, 2007; Provot, 1996), ou encore composé de ressorts et de patins (Taibi, 2001). Les liens entre les particules (ou les masses) viendront effectuer un travail en cisaillement, en flexion et en tension ou compression.

1.8.2 L'écroutissement pour la simulation du comportement plastique

La non-linéarité peut venir de trois choses : un changement de statut (par exemple un contact), une déformation suffisamment importante pour causer un changement de géométrie et le comportement du matériau en lui-même (Causes of nonlinear behavior. Ansys doc release 15.0, Mechanical APDL, Structural analysis guide, 8.1). L'un des comportements de matériau créant de la non-linéarité est la plasticité. Ce dernier est présent dans les tissus, où le frottement entre les fibres et leur incapacité à reprendre leur disposition initiale à la suite d'une déformation mène à des déformations permanentes (Hearle *et al.*, 2001).

La déformation plastique peut être calculée depuis la déformation totale d'un matériau. Par exemple, dans un essai de traction unidirectionnel, la courbe prend généralement cet aspect (figure 1.18).

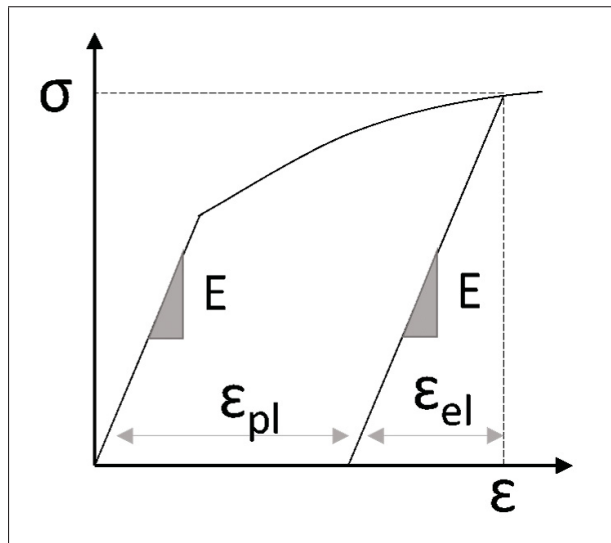


Figure 1.18 Courbe d'essai de traction avec déformation plastique et élastique.

Sur cette courbe, les variables ϵ_{pl} et ϵ_{el} sont respectivement la déformation unitaire plastique et élastique. Depuis cette courbe, la déformation plastique à chacun des points est calculée de

la façon qui suit :

$$\sigma = \frac{E}{\varepsilon_{el}} \quad (1.15)$$

$$\varepsilon_{el} = \frac{\sigma}{E} \quad (1.16)$$

$$\varepsilon = \varepsilon_{pl} + \varepsilon_{el} \quad (1.17)$$

$$\varepsilon_{pl} = \varepsilon - \varepsilon_{el} \quad (1.18)$$

$$\varepsilon_{pl} = \varepsilon - \frac{\sigma}{E} \quad (1.19)$$

La connaissance de cette déformation plastique est nécessaire pour simuler le comportement plastique d'un matériau. L'une des techniques le permettant est l'écrouissage de la zone d'écoulement. Deux types d'écrouissage sont possibles, soit l'écrouissage isotrope et l'écrouissage cinématique (Figure 21). Le premier augmente l'aire de la zone d'écoulement dans toutes les directions lorsque la contrainte à l'écoulement est atteinte. Le second déplace la zone d'écoulement dans la direction du chargement. Un matériau peut avoir dans sa définition les deux types d'écrouissage. Cependant, l'écrouissage cinématique est plus adapté aux tests cycliques.

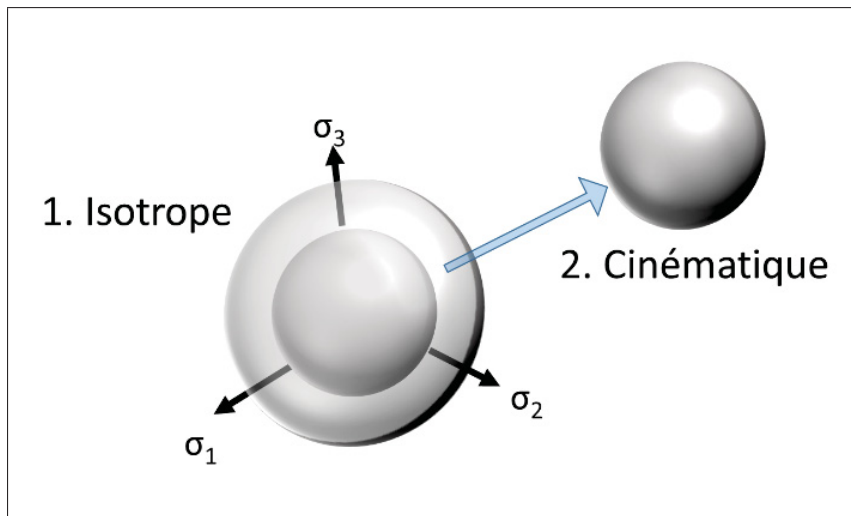


Figure 1.19 Écrouissage isotrope et cinématique.

La sphère qui représente l'écoulement du matériau s'élargit de façon uniforme sur les axes ou est déplacée dans le système d'axe qui représente les contraintes principales. Dans le logiciel Ansys®, les modèles d'écrouissage utilisent les contraintes et les déformations d'ingénierie lorsque les petites déformations sont choisies, contrairement aux grandes déformations qui requièrent les contraintes de Cauchy et les déformations logarithmiques (Large Deformation. Ansys doc release 15.0, Mechanical APDL, Material Reference, 3.4.1.6), soient les déformations réelles.

1.9 Critères de défaillance

Pour pouvoir prévoir la défaillance des différents plis (comprendre ici les différentes couches dans un empilement), il est nécessaire d'avoir un critère venant définir le moment de cette défaillance selon les résistances du matériau et les chargements qui sont appliqués à la géométrie. Les critères de défaillances tiennent compte des contraintes appliquées dans toutes les directions sur le matériau analysé. Pour chacun de ces critères, une valeur de 1 signifie la défaillance du matériau.

1.9.1 Le critère de von Mises

Le critère de distorsion de von Mises est un critère d'écoulement plastique pour matériau isotrope. Il tient compte de la fin de la zone élastique du matériau. Il est donc calculé depuis la contrainte effective de von Mises et la contrainte à l'écoulement du matériau analysé (Bazergui *et al.*, 2002, p. 256). La contrainte effective, lorsqu'elle est calculée depuis les composantes d'un état principal, est obtenue grâce à la formule suivante :

$$\sigma_e = \frac{1}{\sqrt{2}} * \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2} \quad (1.20)$$

Ensuite, le critère est obtenu depuis la formule suivante :

$$vM = \frac{\sigma_e}{S_y} \quad (1.21)$$

Où σ_y est la contrainte à l'écoulement du matériau. Lorsqu'il est comparé avec la contrainte ultime plutôt que la contrainte à l'écoulement, son utilisation considère donc un comportement élastique et linéaire jusqu'à la rupture du matériau.

1.9.2 Le critère de Tsai-Wu

Le critère de Tsai-Wu est un critère de défaillance quadratique parfaitement indiqué pour les matériaux orthotropes. De plus, il tient compte de différentes propriétés mécaniques en tension et en compression, ce qui en fait un critère tout adapté aux tissus (Narayanaswami et Adelman, 1977).

La formule générale des critères quadratiques est la suivante (Ansys composite PrepPost user guide Release 15.0, chapitre 5.4.4.3.1) :

$$\begin{aligned}
 f = & F_{11}\sigma_1^2 + F_{22}\sigma_2^2 + F_{33}\sigma_3^2 + F_{44}\tau_{23}^2 + F_{55}\tau_{13}^2 + F_{66}\tau_{12}^2 \\
 & + 2F_{12}\sigma_1\sigma_2 + 2F_{23}\sigma_2\sigma_3 + 2F_{13}\sigma_1\sigma_3 \\
 & + F_1\sigma_1 + F_2\sigma_2 + F_3\sigma_3
 \end{aligned} \tag{1.22}$$

Les facteurs F_{ii} et F_i sont calculés à partir des contraintes maximales des tests de tension et compression uniaxiale. Les coefficients de couplage F_{ij} , quant à eux, ne peuvent pas être obtenus depuis des essais uniaxiaux, mais par des essais biaxiaux. Il est aussi possible de leur donner une valeur approximative en les remplaçant avec la formule suivante :

$$F_{ij}^* = \frac{F_{ij}}{\sqrt{F_{ii}F_{jj}}} \tag{1.23}$$

Dans cette approximation, la valeur des critères F_{ij} doit être entre -1 et 1. Une valeur de -0,5 équivaut à une forme généralisée du critère de von Mises. Ce sont tous les facteurs F_{ii} , F_{ij} et F_i qui déterminent quel type de critère quadratique est utilisé. Pour le critère de Tsai-Wu, la formule complète obtenue avec les facteurs remplacés par leur équivalent avec les contraintes

est la suivante :

$$\begin{aligned}
 TsaiWu = & \frac{\sigma_1^2}{\sigma_{ult1t} \sigma_{ult1c}} + \frac{\sigma_2^2}{\sigma_{ult2t} \sigma_{ult2c}} + \frac{\sigma_3^2}{\sigma_{ult3t} \sigma_{ult3c}} + \frac{\tau_{12}^2}{S_{12}^2} + \frac{\tau_{13}^2}{S_{13}^2} + \frac{\tau_{23}^2}{S_{23}^2} \\
 & - \frac{1 \sigma_1 \sigma_2}{\sqrt{\sigma_{ult1t} \sigma_{ult1c} \sigma_{ult2t} \sigma_{ult2c}}} - \frac{1 \sigma_1 \sigma_3}{\sqrt{\sigma_{ult1t} \sigma_{ult1c} \sigma_{ult3t} \sigma_{ult3c}}} - \frac{1 \sigma_2 \sigma_3}{\sqrt{\sigma_{ult2t} \sigma_{ult2c} \sigma_{ult3t} \sigma_{ult3c}}} \\
 & + \sigma_1 \left(\frac{1}{\sigma_{ult1t}} - \frac{1}{\sigma_{ult1c}} \right) + \sigma_2 \left(\frac{1}{\sigma_{ult2t}} - \frac{1}{\sigma_{ult2c}} \right) + \sigma_3 \left(\frac{1}{\sigma_{ult3t}} - \frac{1}{\sigma_{ult3c}} \right)
 \end{aligned} \tag{1.24}$$

CHAPITRE 2

OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

Ce projet est composé de deux objectifs principaux. Le premier objectif principal est de déterminer si les structures de ePET peuvent remplir les conditions mécaniques nécessaires afin d'être utilisées dans la fabrication d'une prothèse de remplacement artériel. Le second objectif principal est de déterminer l'influence des divers paramètres présents dans une structure tubulaire visant à remplacer une artère. Ces deux objectifs comportent chacun deux sous-objectifs, et les moyens utilisés pour les atteindre varient (figure 2.1).

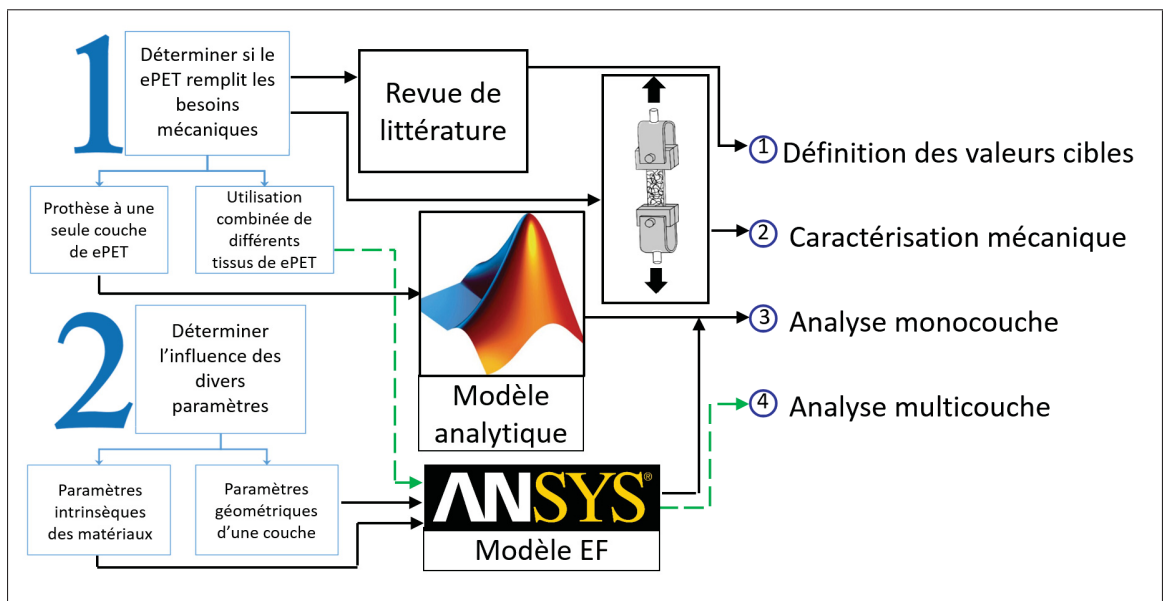


Figure 2.1 Schéma des objectifs et des sous-objectifs du projet.

Objectif 1

Afin de répondre au premier objectif, des valeurs cibles ont été définies d'après la littérature. Les valeurs cibles observées sont la compliance et la pression à la rupture, et doivent être atteintes de façon simultanée. Ensuite, les structures de ePET ont été caractérisées mécaniquement afin que leurs propriétés puissent être comparées aux valeurs cibles.

Cet objectif est composé de deux sous-objectifs :

- A Démontrer s'il est possible d'atteindre de façon simultanée la compliance visée et la pression à la rupture voulue avec une prothèse composée d'une seule couche de ePET,
- B Démontrer s'il est possible d'atteindre ces mêmes valeurs cibles avec une conception composée de plusieurs couches de ePET.

Le premier sous-objectif sera atteint à l'aide d'un modèle analytique (sur MATLAB[®]), puis validé grâce à des essais expérimentaux en compliance, tandis que le second sera atteint grâce à un modèle d'analyse EF multicouche (sur ANSYS[®]).

Objectif 2

Le second objectif vise à guider le développement et l'amélioration des prothèses vasculaires, en observant l'impact des différents paramètres de conception sur la compliance et la pression à la rupture. Dans cet ordre d'idée, l'influence de deux types de paramètres sera observée :

- A Les paramètres intrinsèques des matériaux. Ces propriétés sont modifiées lors d'un changement de procédé de fabrication ou lors du choix d'un matériau différent. Les propriétés à observer seront les modules d'élasticité, les modules de cisaillement, les coefficients de Poisson, et les contraintes ultimes.
- B Les paramètres géométriques d'une couche, soit son épaisseur ou l'orientation du pli (lorsqu'elle s'applique).

Ces deux sous-objectifs, atteints grâce au modèle EF dans une configuration à une seule couche, permettront de définir les propriétés à atteindre pour obtenir les valeurs cibles voulues.

Hypothèses simplificatrices

Finalement, afin de pouvoir mener le projet à bien, il a été nécessaire de simplifier les calculs en se basant sur certaines hypothèses simplificatrices.

- A Une analyse linéaire est suffisante pour prévoir l'influence des différents paramètres intrinsèques,
- B L'onde pulsatile présente dans le flot sanguin aura une influence négligeable sur le comportement final des prothèses modélisées. Pour cette raison, elle ne sera pas considérée dans le modèle,
- C Le changement de diamètre de mandrin utilisé lors de l'électrofilage de PET n'aura pas d'impact sur les propriétés finales des tissus. Il n'y aura donc pas de différence entre les échantillons dits « plats » et tubulaires,
- D La caractérisation du comportement des divers types de ePET de façon individuelle est suffisante pour prévoir le comportement de plusieurs couches de ePET superposées dans une seule prothèse. Cela signifie que l'interaction entre les couches est négligeable dans les propriétés finales de la structure.

CHAPITRE 3

MATÉRIEL ET MÉTHODE

Cette section traite du matériel utilisé dans le projet, ainsi que des méthodes utilisées pour atteindre les objectifs.

3.1 Préparation des échantillons de ePET

3.1.1 Système et paramètres d'électrofilage

3.1.1.1 Montage

Les structures électrofilées en PET ont été fabriquées à l'aide du système d'électrofilage maison développé par le Professeur Ajji (École Polytechnique). Le montage d'électrofilage utilise un porte seringue permettant de contrôler le débit de polymère et un mandrin rotatif pour la collecte des fibres (figure 3.1).

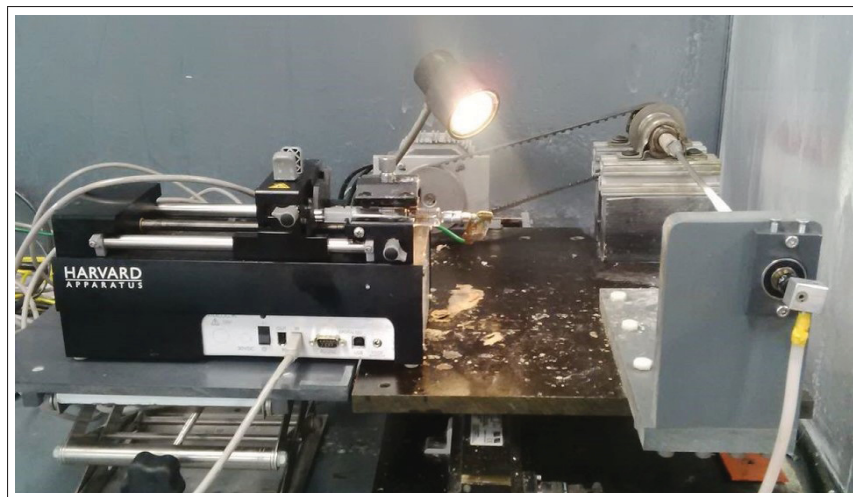


Figure 3.1 Porte seringue et mandrin.

À cela s'ajoute une source de haute tension venant contrôler le champ électrique entre la seringue et le mandrin. La vitesse de rotation du mandrin et la puissance du champ électrique sont choisies sur les instruments de contrôle (figure 3.2).



Figure 3.2 Contrôle du moteur rotatif et source de haute tension.

Les paramètres de fabrication varient selon le type de structure fabriquée (fibres déposées aléatoirement ou fibres orientées). Le diamètre du mandrin utilisé lors de la fabrication varie également, selon la nature du test prévu : caractérisation des matériaux (échantillon plan fabriqué en feuille) ou validation du modèle par éléments finis (échantillon sous forme tubulaire). L'électrofilage est un procédé très polyvalent qui permet d'obtenir une variété de structures à partir du même matériau. Pour cette raison, le respect de chacun des paramètres est important pour assurer l'obtention des résultats finaux attendus.

3.1.1.2 Préparation de la solution

Le PET doit être mis en solution avant de pouvoir être inséré dans l'aiguille pour être électrofilé. Une combinaison de dichlorométhane (DCM) et d'acide trifluoroacétique (TFA), à un rapport de 1 pour 1, est utilisée pour dissoudre les pastilles de PET. Le mélange final est une solution de 9 ou 12 % massique / volume (fibres aléatoires ou orientées). Le PET utilisé est du Selar®

PT7086 acheté chez DupontTM et dont la viscosité intrinsèque est de 1. La solution doit être mélangée doucement pour une durée de 24 heures avant son utilisation.

3.1.1.3 Préparation du mandrin

Deux mandrins sont utilisés dans le cadre de ce projet, un gros mandrin de 10 cm de diamètre et un petit mandrin de 6 mm de diamètre.

Lorsque le gros mandrin de 10 cm de diamètre est utilisé, une feuille d'aluminium est posée à sa surface puis tenu en place avec un peu de ruban adhésif transparent. Cette feuille est ensuite retirée lorsque la déposition est terminée, puis mise à plat. Pour cette raison, les échantillons fabriqués avec ce mandrin sont dits « plats » ou encore « en feuille ». Ces échantillons sont utilisés pour les essais en tension uniaxiale (tension monotone, cisaillement et fluage).

Lorsque le mandrin de petite taille est utilisé (6 mm de diamètre), il est nettoyé à l'éthanol avant la déposition. Les échantillons obtenus avec ce mandrin sont conservés dans leur forme cylindrique et sont utilisés pour les tests de validation. Aucun lubrifiant n'est ajouté pour faciliter le démoulage, afin d'assurer un bon contrôle sur le diamètre interne de la prothèse et en prévision de la fabrication de prothèses qui accueilleront des cellules.

3.1.1.4 Paramètres d'électrofilage

Le tableau ci-dessous résume les paramètres d'électrofilage utilisés et les caractéristiques géométriques des fibres obtenues lors de la préparation des matrices avec fibres déposées de façon aléatoire ou alignée.

Sur le mandrin de 10 cm, ces paramètres permettent d'obtenir des fibres aléatoires dont le diamètre est de 551 ± 91 nm. De plus, le diamètre des pores est de $3,2 \pm 0,5$ μ m. Le taux de porosité est de 87 % (Savoji *et al.*, 2014a). Ces deux dernières valeurs ont été calculées par porosimétrie par intrusion de mercure, tandis que le diamètre des fibres a été obtenu par analyse d'images de microscope électronique à balayage (MEB).

Tableau 3.1 Valeurs de compliance d’après la littérature calculées depuis la formule 1.3

Type de fibre	Aléatoire	Alignées
Température	20 – 25 °C	
Humidité	8 - 25 %	
Distance entre le bout de l’aiguille et le mandrin	15 cm	13 cm
Calibre de l’aiguille	22 G	18 G
Différence de potentiel	17 kV	30 kV
Vitesse de rotation du mandrin	350 RPM	1000 RPM
Débit de la pompe à seringue	0,5 ml / hr	10 ml / hr
Volume total de la solution	2 ml	
Épaisseur obtenue sur le gros mandrin (10 cm)	0,06 – 0,09 mm	
Épaisseur obtenue sur le petit mandrin (6 mm)	0,5 – 0,7 mm	—

En ce qui concerne les fibres alignées, ces paramètres utilisés sur le mandrin de gros diamètre permettent d’obtenir des fibres dont le diamètre est de 890 ± 350 nm. Le diamètre des pores est, quant à lui, de $7,4 \pm 5,9$ μ m. Le taux de porosité est de 78 %. Cette fois ci, le diamètre des fibres et le diamètre des pores ont été calculés par analyse d’images de MEB. Le taux de porosité a quant à lui été calculé par porosimétrie par intrusion d’éthanol. Cette technique, bien qu’utilisant un fluide différent de la dernière technique, donne des résultats équivalents (Savoji *et al.*, 2014a) puisque les deux liquides ont une densité connue, s’introduisent rapidement dans le tissu et sont faciles à l’en extraire (Cortez Tornello *et al.*, 2014).

Puisque l’hypothèse est posée que le mandrin ne changera pas les propriétés finales obtenues, la vitesse de rotation du mandrin est la même que le mandrin utilisé soit de 10 cm de ou de 6 mm de diamètre.

3.1.2 Démoulage et séchage

3.1.2.1 Échantillons sur le gros mandrin

Lorsque le procédé de fabrication est terminé, la feuille d’aluminium est retirée, puis pliée de sorte que les fibres sont protégées de part et d’autre avant d’être déposée dans un dessiccateur.

3.1.2.2 Échantillons sur le petit mandrin

Lorsque les fibres sont déposées sur le petit mandrin, le second roulement doit être retiré (figure 3.3) afin que la prothèse puisse en être retirée doucement. De l'éthanol pur est alors déposé sur la prothèse pour faire décoller les fibres du mandrin. Ensuite, l'extrémité sans roulement du mandrin est posée sur une surface plane, puis chaque extrémité de la prothèse est pincée, et la prothèse est tirée vers cette surface. De cette façon, les contraintes longitudinales appliquées lors du démoulage sont réduites à un minimum. Suite au démoulage, la partie pincée de la prothèse doit être découpée. Elle est ensuite mise sur un tube de pipette 2 ml pour éviter qu'elle ne s'effondre sur elle-même, puis elle est placée dans un dessiccateur jusqu'à ce qu'elle soit testée. Il est important d'attendre suffisamment longtemps avant d'utiliser l'éthanol pour le



Figure 3.3 Roulement retiré du mandrin de 6 mm de diamètre suite à une déposition de fibres.

démoulage des échantillons pour permettre à la totalité du solvant présent dans la prothèse de s'évaporer. Autrement, les fibres s'affaissent et le volume est grandement diminué (figure 3.4). Une durée de 20 minutes sous hotte chimique s'est avérée suffisante afin de prévenir cet affaissement. Dans tous les cas, le séchage doit être d'au moins 12 heures avant que les fibres ne soient utilisées pour des tests.

3.1.3 Mesure et découpe des échantillons

Les échantillons sont découpés aux ciseaux. Ces derniers doivent être nettoyés à l'éthanol 70 % puis essuyés avant d'être utilisés. En ce qui concerne les échantillons en feuille, il s'est avéré

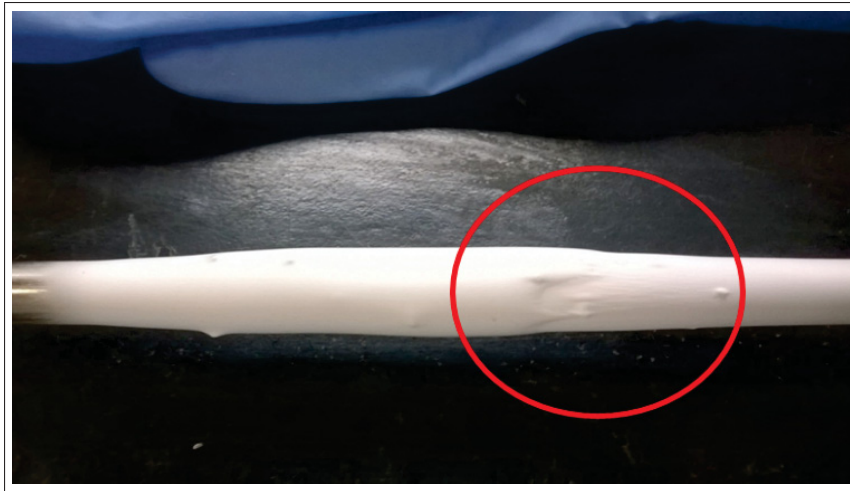


Figure 3.4 Prothèse sur le mandrin suite à sa fabrication - Cercle rouge autour de la marque laissée par l'éthanol.

plus facile de découper la feuille d'aluminium avec l'échantillon puis de les décoller après que les bonnes dimensions (page 51) aient été atteintes.

La largeur et la longueur de l'échantillon sont mesurées au pied à coulisse, et l'épaisseur est mesurée au micromètre entre deux lamelles de verre. Ces dernières viennent répartir la force de l'instrument sur l'échantillon et permettent d'éviter la compression locale de la structure et l'écartement des fibres. Lors de la mesure de l'épaisseur, il est impératif d'utiliser le système à cliquet du micromètre pour assurer une force de mesure constante d'un échantillon à l'autre. En ce qui concerne la largeur et l'épaisseur, au moins trois mesures sont prises afin de s'assurer de l'uniformité de l'échantillon.

3.2 Caractérisation mécanique du ePET

La caractérisation mécanique des structures de ePET joue le double rôle de permettre d'approfondir les connaissances concernant ces tissus ainsi que de permettre leur simulation dans le modèle analytique ou d'analyse par éléments finis.

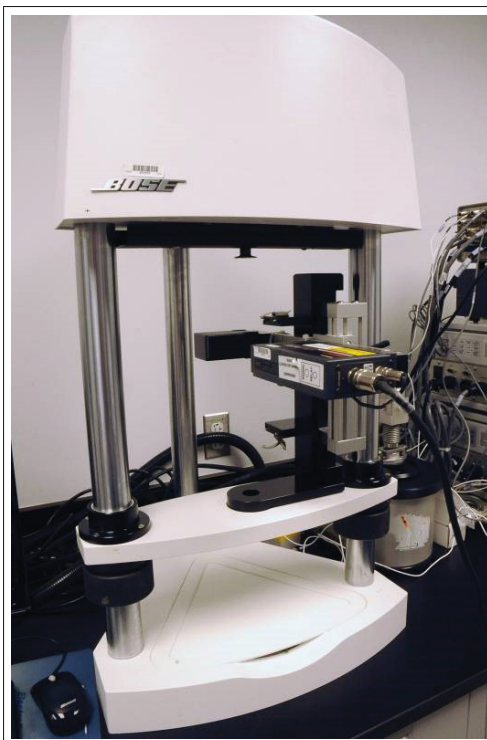


Figure 3.5 Le châssis de l'Électroforce 3200 de TA Instrument[®] monté avec le laser pour les lectures de déformation transversale.

3.2.1 TA Instrument[®] Electroforce 3200 et ses équipements connexes

La caractérisation mécanique des échantillons plans et des structures tubulaires en ePET a été effectuée à l'aide d'un Electroforce 3200 de TA Instruments[®] (New Castle, États-Unis) (figure 3.5). Le châssis d'essai de traction uniaxiale a été couplé à un système de pompes et de capteurs pouvant être utilisés pour des essais de compliance. Le moteur d'essai uniaxial est un moteur linéaire contrôlé par un électro-aimant. Son étendue de déplacement maximale est de 12 mm. Les deux pompes venant s'ajouter au montage sont une pompe à engrenage venant contrôler la pression moyenne, ainsi qu'une pompe péristaltique à membrane de silicone venant contrôler les pressions hautes et basses. Enfin, la liste de capteurs comporte deux cellules de force (22 N et 220 N), un cathéter de pression et un laser. Ce dernier peut être utilisé dans les tests de

compliance afin d'avoir le diamètre de la prothèse testée, ou encore dans les tests de tension pour avoir la déformation transversale des échantillons.

Pompes et capteurs pour le test de compliance

Chaque pompe et capteur du système a ses propres limites :

- La pompe à engrenage permet de contrôler le débit au millilitre par minute dans une étendue de valeur allant de 0 à 1760 ml/min.
- La pompe péristaltique permet d'obtenir des volumes de $\pm 4,5$ ml et est contrôlée jusqu'au centième de millilitre.
- Le laser (LSM-503S de Mitutoyo) lit les diamètres jusqu'à une valeur de 8,451 mm. Sa résolution est de 5 micromètres et sa fréquence d'échantillonnage de 3200 Hz. Il est couplé à une boîte d'acquisition LSM-6200 de Mitutoyo.
- Le capteur de pression (MPR-500 de Millar) lit les pressions allant de -760 mmHg à 4000 mmHg. Sa fréquence d'échantillonnage est de 10 kHz.

3.2.2 Conditions des tests

Dans les conditions d'utilisation normale de la prothèse, la température est de 37 °C et le polymère baigne dans une solution saline. Cependant, des tests effectués avant le début de ce projet (Savoji *et al.*, 2014a) ont démontré que les propriétés mécaniques des structures de ePET ne sont pas influencées lorsque ces dernières sont exposées à ces conditions. Pour cette raison, les tests ont été faits à des températures situées entre 20 et 25 °C. Quant à l'humidité, elle était ambiante ($\approx 75\%$).

3.2.3 Test de traction uniaxiale

Les tests de traction ont été utilisés pour déterminer les propriétés en tension des structures. Ces propriétés comptent le module d'élasticité, la contrainte et la déformation unitaire au seuil d'écoulement, le coefficient de Poisson, et la contrainte et la déformation ultime.

La méthode utilisée se base sur deux normes de la société américaine pour les essais et les matériaux (ASTM). Tout d'abord, la norme D882-12, soit la norme «Standard Test Method for Tensile Properties of Thin Plastic Sheeting» est utilisée pour obtenir le module d'élasticité et la contrainte ultime des matériaux. Cette norme, comme son nom l'indique, est pour les films minces, et dans le cas présent dont l'épaisseur est inférieure à 1 mm. Ensuite, la norme D638 - 10, nommée «Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics» est utilisée pour le calcul du coefficient de Poisson ainsi que la contrainte et la déformation au seuil d'écoulement. Deux décalages ont été utilisés afin d'obtenir les valeurs d'écoulement, soit 0,2% et 2%.

Puisque les modules d'élasticité et les dimensions des échantillons sont faibles, une cellule de charge de 22 N est utilisée pour chacun des tests.

3.2.3.1 Dimension des échantillons

Puisque la machine d'essai de traction n'a que 12 mm d'étendue de déplacement, la longueur des échantillons ne pouvait pas être dans les valeurs prescrites par la norme D882. En effet, les essais effectués préalablement au projet indiquaient une déformation à la rupture des structures aléatoires de 250 %. Afin de permettre l'observation de la rupture de chacun des échantillons, une distance initiale entre les mors de 4,5 mm a été choisie. Celle-ci est bien en deçà de la longueur minimale de 100 mm demandée par la norme. Par contre, la vitesse de déformation (0,0075 mm/s) a été calculée en tenant compte de cette dimension et de la déformation unitaire initiale prescrite par la norme.

La largeur des échantillons est de 5 mm. Cette valeur a été choisie afin que l'aire de la section soit la plus élevée possible, et que la cellule de charge utilisée pour les tests soit utilisée près du 10 % de sa capacité maximale. Il est important de noter que l'épaisseur des échantillons était très faible (de l'ordre de 0,08 mm) et que les temps de fabrication pouvaient être très longs.

3.2.3.2 Pinces et système d'attache

Les mors utilisés dans les essais de traction ont été développés pour les tissus mous (figure 3.6). Ils sont donc dotés de petites dents assurant une prise ferme sur les échantillons. Ces mors ne sont pas adaptés pour les matériaux rigides et cassants (par exemple, un film de polystyrène). Puisque le ePET utilisé dans le cadre de ce projet est relativement mou (la texture rappelle le téflon de plomberie) ces mors sont appropriés.



Figure 3.6 Mors utilisés pour les essais uniaxiaux.

3.2.3.3 Déformation transversale

La déformation transversale est obtenue grâce au laser LMS 503S. Il est toutefois important de considérer que l'endroit observé par le laser est toujours près du mors inférieur. En effet, le mouvement du mors du haut ne déplace pas le laser, et donc plus le test évolue, plus l'endroit observé est loin du centre de l'échantillon. Pour cette raison, seules les premières mesures peuvent être utilisées.

3.2.4 Test de cisaillement

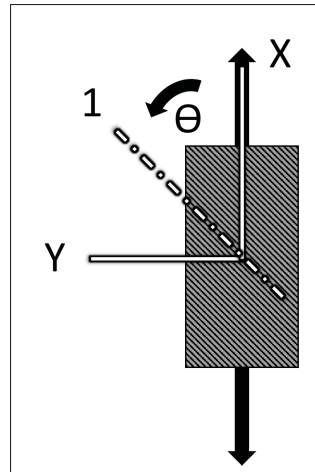


Figure 3.7 Essai de tension désaxée.

Des essais de tension désaxée (figure 3.7) ont été effectués sur le matériau de fibres alignées afin d'en obtenir les propriétés en cisaillement. La contrainte et la déformation en cisaillement dans un matériau se calculent de la façon qui suit :

$$\sigma_{12} = 0.5 * \sin(2\theta) \quad (3.1)$$

$$\epsilon_{12} = (\epsilon_{XX} - \epsilon_{YY}) * \sin(2\theta) + \epsilon_{XY} * \cos(2\theta) \quad (3.2)$$

$$\epsilon_{XY} = -\epsilon_1 + 2 * \epsilon_2 - \epsilon_3 \quad (3.3)$$

Les angles θ correspondent à l'angle entre la direction de chargement et les fibres du matériau.

Ensuite, il devient évident que, dans la formule 3.3, il est nécessaire d'utiliser une rosette rectangulaire (figure 3.8) afin d'obtenir toutes les composantes de la déformation dans l'échantillon. Cependant, la nature des échantillons testés ici ne permet pas l'utilisation d'une rosette. Leur dimension est tout d'abord assez réduite, et peu de rosettes ont des dimensions leur permettant d'être utilisées dans cette application. De plus, puisque les modules d'élasticité sont assez faibles, la colle et la rigidité de la jauge de déformation pourrait avoir un impact sur

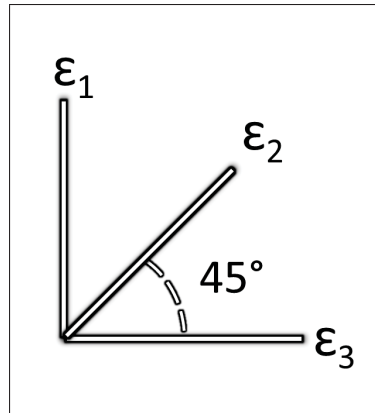


Figure 3.8 Rosette
rectangulaire

les résultats obtenus. Pour cette raison, l'angle de 45° doit être utilisé lorsque la mesure de la déformation est nécessaire. Le module de cisaillement est donc obtenu à partir des tests à 45° .

Par contre, cet angle ne peut pas être utilisé pour chaque donnée de matériau. La contribution du cisaillement à la rupture du matériau est assez faible à un angle de 45° (Ganesh et Naik, 1997) pour que le mode de rupture ne soit pas assurément le cisaillement. Pour cette raison, l'angle où la déformation en cisaillement est la plus élevée, soit 10° (Ganesh et Naik, 1997; Chamis et Sinclair, 1977), a été utilisée pour obtenir la contrainte ultime en cisaillement.

3.2.5 Calcul des propriétés de matériaux

Les contraintes d'ingénierie ont été calculées à partir des résultats de l'essai uniaxial (que ce soit en tension dans l'axe ou dans les essais de cisaillement). La courbe de la contrainte selon la déformation unitaire est tracée depuis ces résultats. Ces tests ont été effectués en conditions quasi-statiques, à une vitesse de déformation de 0,0075 mm/s (soit l'équivalent d'une déformation unitaire initiale de 0,1 mm/(mm*min)).

Le module d'élasticité est calculé avec la zone linéaire de cette courbe. Au début de l'essai, une régression linéaire est effectuée sur les résultats de sorte que le coefficient de régression (R^2) est le plus grand possible, et d'au moins 0,95.

Le coefficient de Poisson est calculé depuis les mêmes points. Deux courbes sont tracées, soit la déformation unitaire longitudinale selon la contrainte longitudinale (courbe A), et la déformation transversale selon la contrainte longitudinale (courbe B). Pour chacune de ces courbes, une droite de régression linéaire est tracée afin que la pente de la courbe B (au négatif) soit divisée par celle de la courbe A.

En ce qui concerne le seuil d'écoulement, la norme ASTM D638-10 indique de choisir un décalage sur l'axe des abscisses et de le spécifier lorsque ce seuil d'écoulement est annoncé. Deux décalages ont été utilisés dans ce projet. Le premier, 0,2 % de déformation unitaire, a été choisi puisqu'il est communément utilisé dans la caractérisation des métaux. Le second, 2 %, a été choisi parce qu'il était plus près de la zone d'écoulement pouvant être observée pour la majorité des échantillons (figure 3.9).

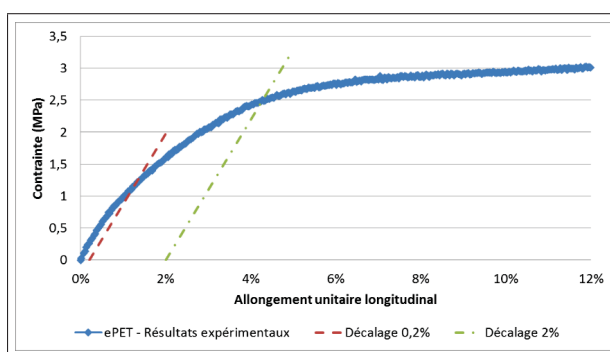


Figure 3.9 Seuils d'écoulement - Décalage à 0,2% et 2%.

3.2.6 Essais cycliques

Toujours en condition quasi-statique (vitesse de 0,0075 mm/s), des essais préliminaires de tension à contrainte progressive ont été effectués afin de valider la valeur de contrainte à l'écoulement. En augmentant la contrainte appliquée à chaque cycle, il devient possible d'observer l'apparition de déformation permanente. La fin de chaque cycle correspondait à une contrainte nulle, et non à une déformation unitaire nulle, ce qui élimine les risques de fluage lorsque

l'échantillon (qui est très mince) entre en compression. L'apparition d'une déformation permanente est donc illustrée par un retour à une valeur d'abscisse différente de 0.

3.3 Validation du modèle d'analyse par éléments finis

Pour valider le modèle d'analyse par éléments finis monocouche, un banc d'essai a été mis au point pour tester la compliance de structures électrofilées tubulaires. Ce test vise à quantifier l'expansion diamétrale de la prothèse lors d'une augmentation de pression. Le châssis utilisé dans les tests de tension est aussi utilisé dans les tests de compliance afin de contrôler les contraintes longitudinales. La figure 3.10 présente le montage :

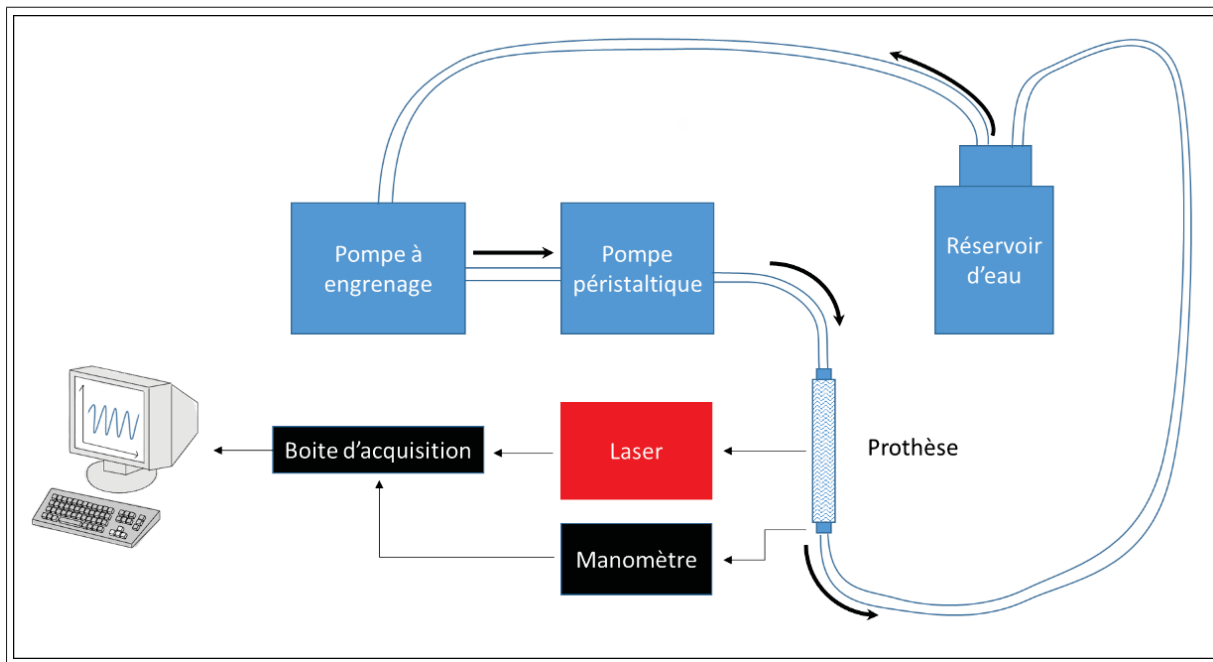


Figure 3.10 Schéma du montage de compliance.

3.3.1 Fabrication de ballons de latex

Puisque le tissu testé n'est pas parfaitement imperméable, il est nécessaire d'utiliser un ballon. Ce ballon, placé dans la prothèse, doit avoir un diamètre inférieur à la prothèse au repos, mais être 1,05 fois plus grand que la prothèse à une pression de 120 mmHg (ANSI *et al.*, 2010).

Plusieurs ballons ont été testés afin de répondre aux exigences du test. Un drain pour les fluides utilisé dans les chirurgies ouvertes, un tube de petit diamètre pour la lecture de concentration de globules rouges, et des ballons pour sculpture (type 260) ont été testés. Par contre, ces ballons

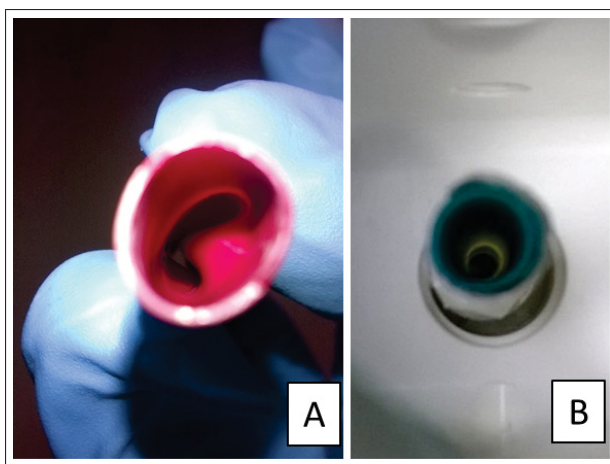


Figure 3.11 Ballon de latex A) inadéquat et B) adéquat.

étaient trop rigides, trop petits ou encore trop grands (figure 3.11 A). Il a donc été nécessaire de fabriquer un ballon de la bonne dimension et de la bonne compliance (figure 3.11 B).

Du latex à moule Mold Builder, de la compagnie Environmental technology Inc, a été utilisé pour la fabrication du ballon. Sa mise en forme est assez simple. Il suffit de le mélanger à de l'eau du robinet dans la proportion voulue, puis de le vaporiser sur le moule. Dans le cas présent, le moule est un tube de pipette de 2 ml. Son diamètre de 5,5 mm est idéal pour obtenir la bonne dimension de ballon. Pour éviter les coulisses, la pipette a été fixée sur un moteur de plateau de micro-onde qui assure une rotation constante lors du séchage.

Le rapport optimal latex/eau trouvé est de 2 pour 1. Deux couches de 0,05 mm chacune sont suffisantes pour que le ballon soit solide et ait une bonne compliance.

3.3.2 Circuit d'eau

Afin d'éviter l'encrassement des tubes et des pompes, de l'eau ultrapure de type 1 (MilliQ) est utilisée plutôt que de l'eau du robinet. Le débit de la pompe à engrenage contrôle la pression moyenne. Le volume d'eau déplacé par la pompe péristaltique contrôle les pressions hautes et basses. Ces paramètres doivent être ajustés à chaque échantillon et à chaque plateau de pression. Ils sont donc testés avant l'enregistrement des données de compliance.

3.3.3 Fixation de la prothèse sur le montage

Lors du test de compliance, le ballon est fixé sur deux supports. Celui du haut est fixé sur la cellule de charge et comporte l'entrée d'eau. Le support du bas comporte la sortie d'eau et le cathéter qui capte la pression (figure 3.12 A et B). La cellule de charge est placée sur le haut de la machine. Le système est taré lorsque les deux supports sont placés, et que le tuyau d'alimentation en eau est rempli (en position fermée pour éviter les fuites). Le ballon de latex, préalablement placé dans la prothèse, est fixé en même temps que cette dernière (figure 3.12).

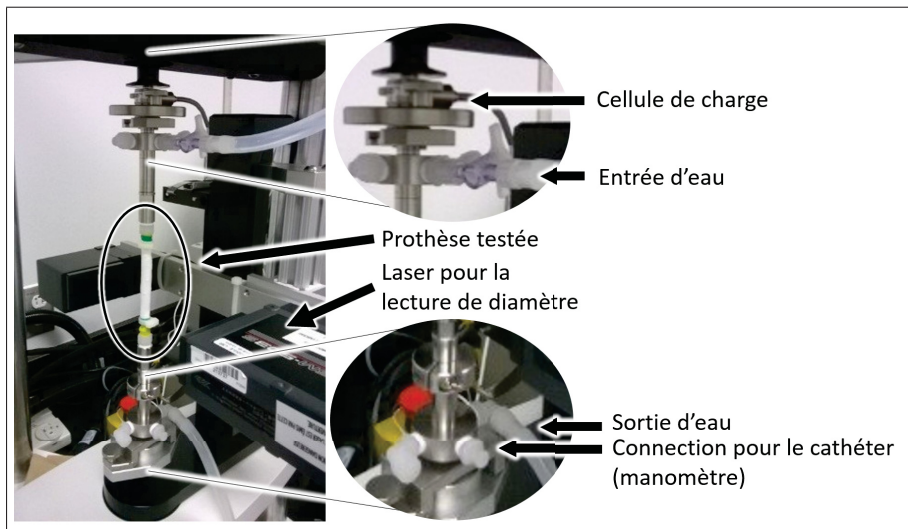


Figure 3.12 Test de compliance - Fixation de la prothèse.

3.4 Modèle analytique

L'étude analytique a été effectuée en considérant un cylindre dont les extrémités sont fixes dans la direction longitudinale. Ce cylindre est composé d'une couche de matériau isotrope au comportement linéaire. L'objectif de cette analyse est de calculer l'épaisseur de la paroi requise pour atteindre la compliance voulue (pour une prothèse de petit ou de grand diamètre : 0,0725 %/mmHg ou 0,255 %/mmHg respectivement, tel que vu dans la section 1.5.2.1), et ce en fonction de la valeur du module d'élasticité E du matériau. Une fois cette épaisseur déterminée, la contrainte effective (σ_e) de von Mises présente dans le matériau à 2031 mmHg, soit la pression à la rupture visée, est obtenue. Cette contrainte correspond à la contrainte ultime (σ_{ult}) du matériau nécessaire pour atteindre cette pression.

Cette analyse a été effectuée grâce aux formules analytiques de contrainte et de déformation dans un cylindre (Bazergui *et al.*, 2002, p. 393). Les formules ont été utilisées dans un script Matlab (Voir ANNEXE IV, p. 127). La démarche menant à ces formules peut être lue en annexe (Voir ANNEXE III, p. 119). Une liste de modules d'élasticité est donnée au script, puis les résultats nécessaires pour l'analyse sont calculés.

Les formules ayant été utilisées pour le calcul des contraintes sont les suivantes :

$$\sigma_r = \frac{R_i^2 * p_i}{R_e^2 - R_i^2} * \left(1 - \frac{R_e^2}{r^2} \right) \quad (3.4)$$

$$\sigma_\theta = \frac{R_i^2 * p_i}{R_e^2 - R_i^2} * \left(1 + \frac{R_e^2}{r^2} \right) \quad (3.5)$$

$$\sigma_z = 2 * \nu * \frac{R_i^2 * p_i}{R_e^2 - R_i^2} \quad (3.6)$$

La propriété de matériau apparaissant dans ces formules est le coefficient de Poisson (ν). Les caractéristiques géométriques (figure 3.13) sont le rayon interne (R_i), le rayon externe (R_e), et la position observée sur l'épaisseur du cylindre (r). Les contraintes sont dans la direction radiale (σ_r), circonférentielle (σ_t) et longitudinale (σ_L).

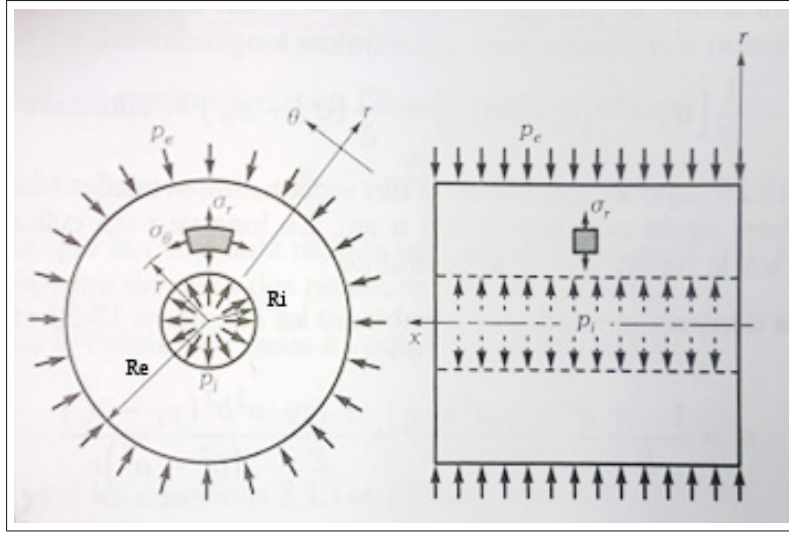


Figure 3.13 Application des pressions sur un cylindre.
Reproduite et adaptée avec l'autorisation de Bazergui
et al. (2002), p.393.

Dans ces formules, la pression interne appliquée est la valeur cible de 2031 mmHg. Ensuite, depuis les contraintes obtenues dans chacune des directions des coordonnées cylindriques, la contrainte effective de von Mises (σ_e) est calculée afin d'être comparée à la contrainte ultime du matériau.

$$\sigma_1 = \sigma_\theta \quad (3.7)$$

$$\sigma_2 = \sigma_r \quad (3.8)$$

$$\sigma_3 = \sigma_z \quad (3.9)$$

$$\sigma_e = \frac{1}{\sqrt{2}} * \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2} \quad (3.10)$$

Ce critère n'est valide que pour un matériau isotrope. Cette contrainte est équivalente à la contrainte ultime nécessaire associée à un cylindre ayant le diamètre, l'épaisseur et le coefficient de Poisson utilisés dans l'analyse. Ensuite, la formule permettant de calculer la déformation radiale (première étape vers la compliance) est la suivante :

$$u = \frac{R_i^2 * p_i * r}{E * (R_e^2 - R_i^2)} * \left((1 - \nu) + (1 + \nu) * \frac{R_e^2}{r^2} \right) \quad (3.11)$$

À cette formule vient s'ajouter la contribution de la contrainte longitudinale causée par les extrémités fixes :

$$\varepsilon_r = -\frac{\nu * \sigma_Z}{E} \quad (3.12)$$

$$u = \varepsilon_r * r \quad (3.13)$$

Cette déformation doit être ajoutée à celle causée par la pression à l'intérieur du cylindre. Elle sera de valeur négative, et viendra donc diminuer la dilatation du cylindre. Le déplacement radial total est finalement obtenu de cette façon :

$$u = \frac{R_i^2 * p_i * r}{E * (R_e^2 - R_i^2)} * \left((1 - \nu) + (1 + \nu) * \frac{R_e^2}{r^2} \right) + \varepsilon_r * r \quad (3.14)$$

La compliance est calculée de la façon qui suit (équivalente à la troisième formule du Tableau 1 dans le chapitre 5.4.1, à la page 8) :

$$C = \frac{u}{R_i * p_i} * 100 \quad (3.15)$$

Cette compliance peut ensuite être comparée à la compliance cible. Dans le calcul de la déformation radiale, comme dans celui de la compliance, la pression appliquée est de 40 mmHg. Puisque l'analyse est linéaire, ceci correspond à la variation de pression d'intérêt (80 à 120 mmHg).

3.4.1 Script

Les calculs ont tous d'abord été effectués sur des cylindres de petit diamètre (3, 4, 5 et 6 mm) qui représentent les dimensions des prothèses les plus problématiques en terme de thrombose. Cependant, des calculs similaires ont également été effectués pour simuler une prothèse de grand diamètre (15, 20, 30 et 35 mm), en tenant compte de la compliance visée spécifiquement pour cette géométrie.

Pour les valeurs de module d'élasticité, de coefficient de Poisson et de diamètre de cylindre qui lui sont données, le script calcule la compliance obtenue pour plusieurs épaisseurs, jusqu'à ce que la valeur cible soit atteinte. Il est possible d'effectuer le calcul pour une série de modules et ainsi obtenir l'évolution du module d'élasticité nécessaire pour atteindre la compliance cible par rapport à la variation d'épaisseur de la paroi du cylindre. La contrainte ultime est aussi fonction de l'épaisseur, et peut être tracée de la même façon.

3.5 Modèle d'analyse par éléments finis

La modélisation de la prothèse permet de prévoir les résultats de plusieurs configurations de prothèses (matériaux et configurations géométriques). La création d'un modèle d'analyse requiert de nombreuses étapes, notamment le choix d'un logiciel adapté, la définition du problème à analyser (matériaux, géométrie, conditions frontières et maillage) ainsi que l'analyse des résultats obtenus.

3.5.1 Type de modèle

Le modèle d'analyse par EF est de type continu. Ce choix est basé sur plusieurs facteurs :

- Les propriétés mécaniques des structures de ePET obtenues depuis les essais de caractérisation peuvent être modélisées dans une analyse continue,
- Les temps de calculs devraient être plus courts que dans un modèle discontinu,
- Il est possible d'y ajouter un comportement non-linéaire de façon beaucoup plus simple qu'avec un modèle à énergie,
- Ce type de modèle est disponible dans plusieurs logiciels commerciaux.

3.5.2 Logiciel

Le logiciel choisi pour ce projet est ANSYS Workbench (Canonsburg, États-Unis). Ce choix se base sur l'interface très simple d'utilisation du logiciel, la facilité de paramétrer les différents modules, ainsi que l'existence du module ACP (Ansys Composite PrepPost). Ce dernier permet

de modéliser efficacement un ensemble de plusieurs couches superposées, chacune composée d'un matériau différent. Leur épaisseur, ainsi que leur alignement dans le cas de matériaux anisotropes, peuvent être changés sans que le modèle ne doive être refait dans son ensemble. Il existe finalement la possibilité de modéliser cet ensemble en trois dimensions, plutôt que de devoir se satisfaire d'une coque.

3.5.3 Propriétés des matériaux

3.5.3.1 Type de comportement

Le comportement du matériau est indiqué au module ACP en choisissant un type de pli. Un pli isotrope a été choisi pour les fibres aléatoires. Ce choix assure que la défaillance du matériau sera analysée selon le critère de von Mises dans le post-traitement. En ce qui concerne le tissu de fibres alignées, un pli ordinaire a été choisi.

3.5.3.2 Plasticité

Afin de modéliser la plasticité obtenue dans le matériau isotrope, sa courbe d'essai de traction est divisée en plusieurs zones linéaires. À plusieurs points sur la courbe, la déformation plastique est extraite de la déformation totale, puis ajoutée à une définition d'écrouissage du matériau. Cette procédure est équivalente à définir plusieurs modules d'élasticité le long de la courbe (figure 3.14).

Dans les modules de simulation utilisés pour la construction du modèle, il est malheureusement impossible d'ajouter la plasticité au modèle pour les tissus de fibres alignées. ANSYS classique (APDL), avec la théorie généralisée de Hill, pourrait permettre la simulation de la plasticité non-uniforme du matériau.

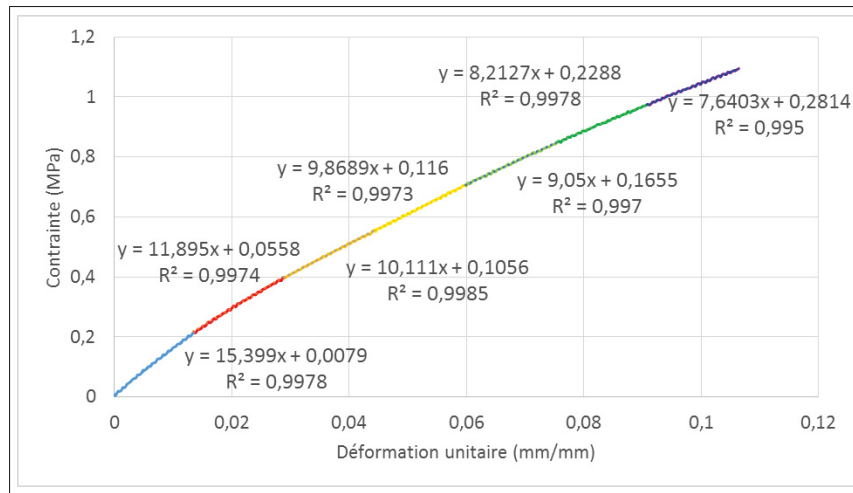


Figure 3.14 Exemple de division en zones linéaires d'un essai de traction sur ePET.

3.5.3.3 Critères de défaillance

Le critère de défaillance utilisé pour le matériau isotrope est le critère de von Mises. Celui utilisé pour le matériau orthotrope est le critère de Tsai-Wu. Les coefficients de couplage de Tsai-Wu, XY, XZ et YZ (respectivement correspondant à $2 \cdot F_{12}$, $2 \cdot F_{13}$ et $2 \cdot F_{23}$) ont été conservés à leur valeur par défaut, soit -1 chacun.

3.5.4 Géométrie du modèle

Puisque l'objet à l'étude est une prothèse vasculaire droite, la géométrie présente dans le modèle est un cylindre. Les dimensions du cylindre sont limitées par les réalités expérimentales de la fabrication par électrofilage, ainsi que les limites du montage de test de compliance. La longueur du cylindre est de 4 cm, et son diamètre interne est de 6 mm. Ce diamètre représente la dimension minimale pouvant être montée sur les raccords utilisés pour attacher la prothèse au montage de compliance.

3.5.5 Type d'éléments

Le maillage est composé d'éléments hexaédriques de second degré (SOLID186), extrudés automatiquement par ACP depuis des éléments coques quadratiques (SHELL281) lors de l'application de l'épaisseur dans le prétraitement. Chaque couche de matériau superposée sur l'épaisseur du cylindre est représentée par un nouvel élément.

Des éléments 3D ont été choisis puisque le modèle peut devoir calculer autant des cylindres à paroi épaisse (rapport du rayon r sur l'épaisseur de la paroi $t < 10$) que des cylindres à paroi mince ($r / t > 10$). Bien que le calcul 2D soit plus rapide et parfaitement adapté aux cylindres à paroi mince, il constitue une approximation du calcul 3D et n'est pas approprié pour un calcul de paroi épaisse. De plus, des éléments quadratiques ont été choisis plutôt que des éléments linéaires puisqu'ils épousent mieux la géométrie cylindrique du modèle.

Chacun de ces éléments peut représenter des fibres aléatoires, ou encore des fibres alignées. Puisque l'orientation de ces dernières est très importante, chaque élément a été orienté dans la même direction. De cette façon, un angle de 0° signifie que les fibres sont alignées dans la direction circonférentielle et un angle de 90° signifie que les fibres sont alignées dans la direction longitudinale (figure 3.15).

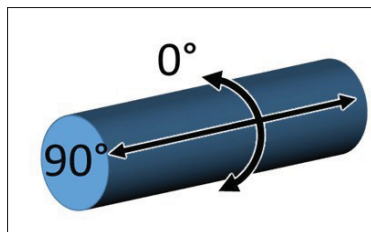


Figure 3.15
Signification des angles
de déposition des fibres.

3.5.6 Conditions frontières

Les nœuds de maillage ont été choisis directement comme points d'application des contraintes et des supports (figure 3.16).

Tout d'abord, les extrémités du cylindre ont été bloquées dans la direction longitudinale. Une analyse où les extrémités étaient plutôt bloquées dans toutes les directions (longitudinale et radiale) a démontré que les résultats obtenus au centre de la prothèse, soit la zone d'intérêt, étaient les mêmes. Par contre, le temps de calcul augmentait. Il a donc été décidé de modéliser le cylindre de cette façon même si cela est moins représentatif de la réalité du test de compliance. (*voir* la section 3.3.3).

Ensuite, la paroi interne du cylindre est bloquée en rotation autour de l'axe longitudinal. Des ressorts de faible raideur ont été ajoutés afin de prévenir les mouvements de corps rigide. Le contrôle sur la force de ces ressorts est laissé au logiciel.

La pression est quant à elle appliquée directement sur la paroi interne du cylindre, perpendiculairement à la surface. Elle est appliquée de façon uniforme, de façon à faire gonfler le cylindre. Une pression de 40 mmHg est appliquée dans les analyses visant à observer l'influence des paramètres intrinsèques et géométriques, tandis que des valeurs cycliques provenant des tests expérimentaux sont utilisées pour la validation du modèle.

Finalement, un déplacement longitudinal est imposé à l'une des extrémités du cylindre. Ce déplacement est calculé à chaque nouvel agencement géométrique (épaisseur et angle de couche) afin qu'il représente la pré-tension appliquée dans le test expérimental tel que prévu par la norme AINSI 7198 (entre 0,294 et 0,588 N).

3.5.7 Solveur

Un solveur direct a été choisi, puisque c'est le plus robuste offert par ANSYS. De plus, la mémoire disponible sur l'ordinateur utilisé pour les calculs était suffisante pour les mener à bien.

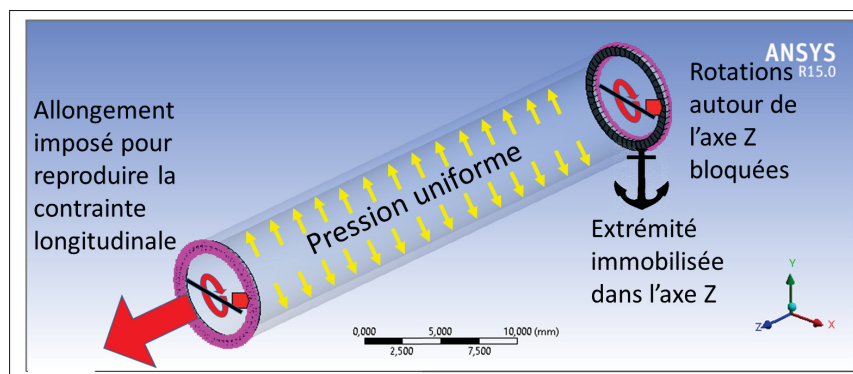


Figure 3.16 Conditions frontières du modèle d'analyse par éléments finis.

3.5.8 Analyse de convergence du maillage

Une analyse de convergence suivant le Grid Convergence Index (Slater, 2008) a été effectuée sur le maillage afin de déterminer si les résultats obtenus avec le modèle sont fiables. De plus, les résultats ont été comparés aux résultats analytiques d'un cylindre d'une seule couche subissant les mêmes contraintes et conditions frontières.

Le modèle utilisé est de la même géométrie que lors des simulations de tests de compliance, soit un cylindre de 6 mm de diamètre interne, dont la longueur atteint 40 mm. L'épaisseur est, dans un premier temps, de 1 mm, puis dans un second de 0,1 mm. L'épaisseur la plus importante fait de cette géométrie un cylindre à paroi épaisse, et la plus faible en fait un cylindre à paroi mince. Ceci assure que le maillage est efficace dans les deux configurations. Pour cette analyse de convergence, une pression de 40 mmHg est appliquée dans le cylindre. Sa paroi est composée de matériau isotrope au module d'élasticité de 44 MPa et au coefficient de Poisson de 0,27. Ses extrémités sont fixes dans le sens de la longueur.

Les résultats de l'analyse démontrent qu'une longueur de maille de 0,4 mm est appropriée (figure 3.17). En plus d'obtenir des extrapolés de Richardson avec des bandes d'erreur très faibles (chacune sous 0,2 %), la différence entre la solution calculée avec ce maillage et la solution analytique ne dépasse pas 0,3 %. L'analyse complète est disponible en annexe (Voir ANNEXE V).

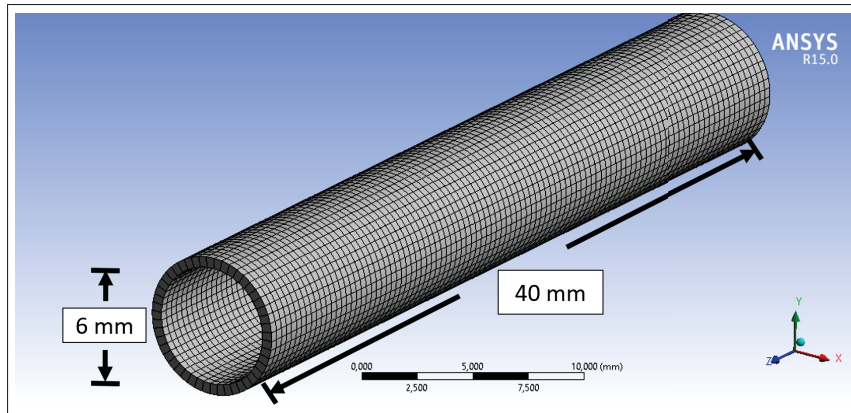


Figure 3.17 Dimensions du modèle et des éléments.
Épaisseur d'élément arbitraire.

3.5.9 Type d'analyse

L'analyse effectuée est de type linéaire. Bien que des phénomènes plastiques soient simulés dans quelques analyses, l'écrouissage utilisé consiste en une décomposition de la courbe, et donc en une succession de phénomènes linéaires à différents modules d'élasticité. De plus, les simulations de tests en tension, effectuées afin de s'assurer que le comportement du matériau est bien reproduit, obtiennent de bons résultats lorsque les données sur le matériau sont données sous forme de contrainte et déformations d'ingénierie.

3.6 Observation du ePET au MEB

Puisque les propriétés mécaniques des structures électrofilées peuvent grandement varier selon la disposition des fibres, leurs dimensions ainsi que celles des pores, certaines structures ont été caractérisées par imagerie.

Pour ce faire, les échantillons ont été observés à l'aide d'un Hitachi S3600N suite à une métallisation à l'or. Les images utilisées pour calculer le diamètre des fibres étaient agrandies à 4000x. Par type de structure analysée, un minimum de 10 fibres par image, pour 6 images ont

permis de calculer le diamètre moyen des fibres grâce au logiciel ImageJ. L'aspect général et la disposition des fibres ont plutôt été observés sur des images prises à 1000x.

CHAPITRE 4

RÉSULTATS

Ce chapitre est divisé en plusieurs sections, chacune présentant les résultats de l'un des objectifs du projet. Le premier objectif de ce projet consistait à caractériser mécaniquement des structures de ePET et à déterminer s'ils permettent d'atteindre à la fois la compliance et la pression à la rupture requises pour une prothèse artérielle. De plus, ceci doit être déterminé dans une configuration à une seule couche ou à plusieurs couches. Afin de remplir cet objectif, les structures électrofilées ont tout d'abord été caractérisées mécaniquement. Puis, leurs propriétés mécaniques (module d'élasticité et contrainte ultime) ont été comparées aux résultats du modèle analytique (pour la configuration monocouche). Finalement, le modèle d'analyse par éléments finis a permis d'observer les résultats possibles avec une configuration multicouche. La validation du modèle monocouche a d'ailleurs été effectuée sur des prothèses fabriquées en ePET.

Le deuxième objectif consistait à observer l'influence des différentes propriétés intrinsèques des matériaux et des propriétés géométriques d'une prothèse cylindrique. Cet objectif a été atteint avec le modèle d'analyse par éléments finis.

4.1 Caractérisation mécanique des structures de ePET

4.1.1 Traction uniaxiale simple

Chacune des valeurs de contrainte présentées dans ce chapitre est en contrainte d'ingénierie.

4.1.1.1 Fibres aléatoires

Une courbe de traction typique du ePET de fibres aléatoires en feuille (préparée sur le grand mandrin) est présentée à la figure 4.1. Le comportement peut être divisé en deux zones, soit une zone où le module est plus élevé, et l'une où le module diminue drastiquement (zone d'écoule-

ment). La zone d'écoulement semble très bien démarquée et claire. Pourtant, l'observer de plus près (figure 4.2) permet de constater qu'elle est plus graduelle qu'il n'y paraît. Ce comportement, qu'il est possible d'observer déjà à de petites déformations, s'apparente à de la plasticité.

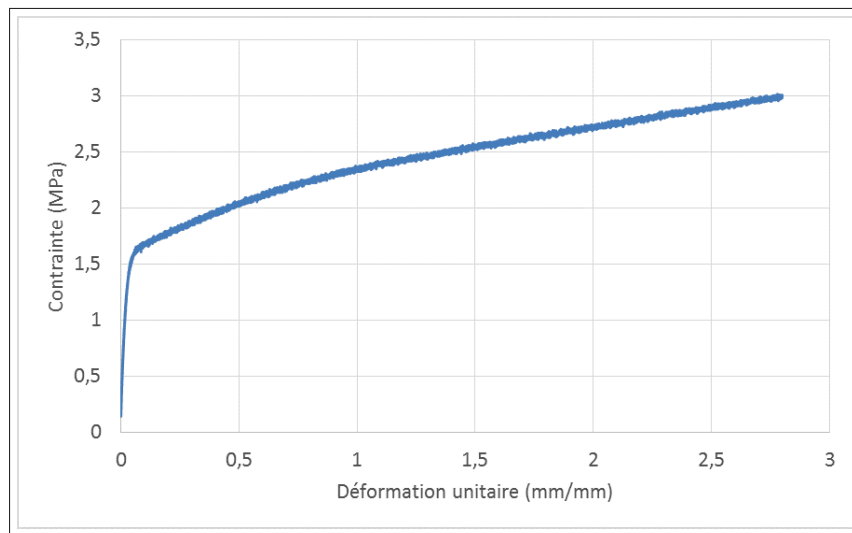


Figure 4.1 ePET isotrope - Exemple de courbe d'essai de traction.

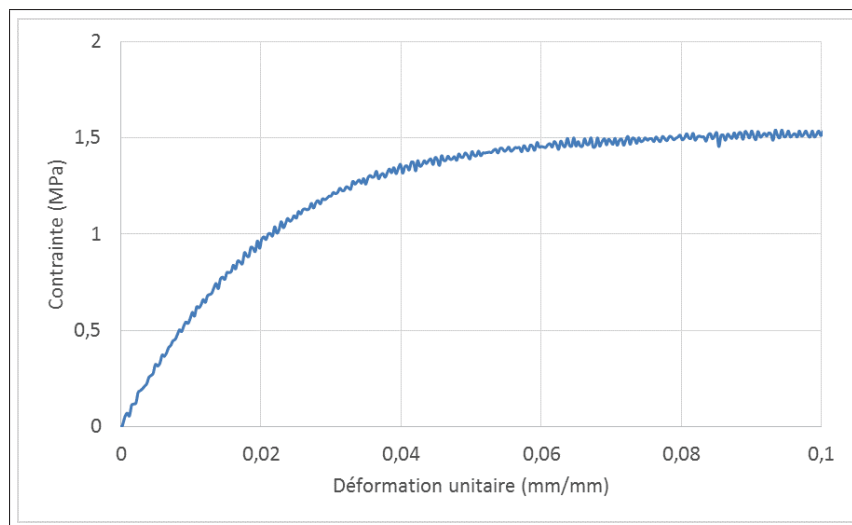


Figure 4.2 Zone d'écoulement - Zoom sur la figure 4.1.

Les propriétés mécaniques obtenues depuis ces courbes sont présentées dans le tableau 4.1. Seuls deux échantillons (provenant de la même feuille de ePET) ont démontré des signes ex-

Tableau 4.1 Propriétés mécaniques des structures de fibres aléatoires obtenues dans ce projet

n	6
Module d'élasticité (MPa)	61 ± 8
Contrainte à l'écoulement décalée à 0,2 % (MPa)	$1,2 \pm 0,5$
Contrainte à l'écoulement décalée à 2 % (MPa)	$1,7 \pm 0,5$
Allongement unitaire à l'écoulement décalé à 0,2 % (mm/mm)	$0,021 \pm 6e-3$
Allongement unitaire à l'écoulement décalé à 2 % (mm/mm)	$0,048 \pm 5e-3$
Contrainte maximale du test (MPa)	$2,8 \pm 0,2$
Déformation unitaire maximale (mm/mm)	$2,7 \pm 0,04$
Coefficient de Poisson (adim)	$0,22 \pm 0,02$

térieurs de rupture ou d'endommagement (contraintes ultimes de 2,5 et 2,7 MPa). Les quatre autres échantillons ont atteint l'étendue maximale de déplacement, ce qui indique que leur déformation à la rupture est supérieure à 280 %. Il est important de noter qu'il existe une grande variabilité entre le module obtenu dans les deux feuilles utilisées pour ces tests. Dans la première, le module obtenu est de 54 ± 2 MPa. Dans la seconde, le module est de 67 ± 4 MPa. De plus, avec des paramètres expérimentaux similaires, Savoji et al. avaient obtenus un module nettement inférieur, soit 20 MPa (Savoji *et al.*, 2014a). Les propriétés mécaniques des tissus électrofilés ne semblent donc pas constantes d'une feuille à la suivante.

4.1.1.2 Fibres alignées

Les structures de fibres alignées ont été testées selon les mêmes paramètres que les fibres aléatoires. Par contre, puisque le comportement du matériau est isotrope transverse plutôt qu'iso-

trope, leurs propriétés dans les deux directions perpendiculaires principales ont dû être caractérisées. Les propriétés obtenues sont les suivantes (tableau 4.2) :

Tableau 4.2 Propriétés mécaniques des structures de fibres alignées

Direction du test uniaxial	Longitudinale	Transversale
n	11	12
Module d'élasticité (MPa)	113 ± 21	$9,2 \pm 3,7$
Contrainte à l'écoulement décalée à 0,2 % (MPa)	$1,2 \pm 0,34$	$0,17 \pm 0,08$
Contrainte à l'écoulement décalée à 2 % (MPa)	$2,5 \pm 0,40$	$0,32 \pm 0,09$
Allongement unitaire à l'écoulement décalé à 0,2 % (mm/mm)	$0,013 \pm 0,006$	$0,025 \pm 0,017$
Allongement unitaire à l'écoulement décalé à 2 % (mm/mm)	$0,043 \pm 0,007$	$0,062 \pm 0,019$
Contrainte ultime (MPa)	$3,2 \pm 0,48$	$0,63 \pm 0,12$
Déformation unitaire ultime (mm/mm)	$0,22 \pm 0,04$	$0,58 \pm 0,12$
Coefficient de Poisson (adim)	$0,42 \pm 0,16$	$0,02 \pm 0,03$

Les valeurs obtenues dans la direction transversale sont beaucoup plus faibles que celles obtenues dans la direction longitudinale de la même structure, et également plus faibles que celles de la structure de fibres aléatoires. Ceci n'est pas surprenant, puisque dans cette direction seulement quelques fibres viennent participer à l'effort mécanique. À ces fibres vient s'ajouter l'adhérence aux points de contacts entre les fibres longitudinales, causée par l'évaporation du solvant sur le mandrin. Puisque le solvant n'est pas totalement évaporé avant que les fibres ne soient déposées, une certaine cohésion existe entre les fibres dans cette direction (Raghavan et Coffin, 2011).

Bien que la moyenne des coefficients de Poisson obtenus soit inférieure à 0,5, ce n'est pas le cas de toutes les valeurs. Le maximum obtenu est de 0,67, ce qui pourrait être problématique advenant le besoin de simuler cette structure en particulier. Puisque la valeur maximale pouvant être mise dans la définition d'un matériau dans un modèle continu est juste sous 0,5, il est

nécessaire de déterminer l'erreur pouvant être causée par l'utilisation d'une valeur différente de la réalité (soit 0,49 au lieu de 0,67). Les résultats de cette analyse, disponible en annexe (voir la page 153), indiquent une erreur maximale de 9,4 % sur la compliance si le coefficient de Poisson réel est de 0,95.

Dans la direction transversale, la valeur de coefficient de Poisson obtenue est très faible, ce qui est logique puisque les fibres alignées dans la direction perpendiculaire vont s'opposer fortement à la déformation dans cette direction. Par contre, l'écart-type de ces valeurs est très grand. De plus, lorsque le ratio des modules et des coefficients de Poisson est observé, le résultat est le suivant :

$$\frac{\nu_{12}}{E_1} = \frac{0,42}{113} = 0,0037 \quad (4.1)$$

$$\frac{\nu_{21}}{E_2} = \frac{0,02}{9,2} = 0,0022 \quad (4.2)$$

Puisque le théorème de réciprocité de Maxwell démontre que la matrice des constantes d'un matériau doit être symétrique (Cook *et al.*, 2002, p. 344), ces deux ratios devraient donner la même valeur. D'ailleurs, le logiciel Ansys Workbench calcule lui-même ν_{21} depuis les trois autres variables en tenant compte de cette symétrie. Par produit croisé, la valeur du coefficient de Poisson calculée par Ansys sera 0,034. La valeur introduite dans Ansys est donc différente de la valeur expérimentale.

4.1.2 Essais de cisaillement

Le module de cisaillement, obtenu lors de tests à 45 ° est de $13 \pm 1,7$ MPa (n=6). La contrainte ultime en cisaillement du matériau, calculée lors des tests à 10° est de $0,5 \pm 0,06$ MPa (n=3).

4.1.3 Essais cycliques à contrainte progressive

L'objectif de ces tests était de confirmer le point d'écoulement en observant l'apparition des premières déformations permanentes. Comme il est possible de le constater, la déformation permanente est visible à très petite déformation, bien en deçà de la zone où les écoulements

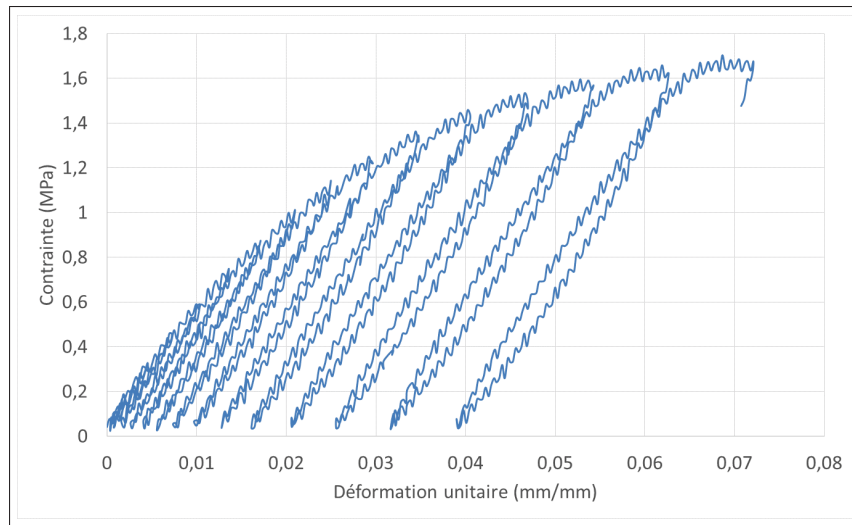


Figure 4.3 Courbe d'un essai cyclique à contrainte progressive sur ePET à fibres aléatoires.

décalés à 0,2 % et 2 % se situent (1,2 et 1,7 MPa en moyenne, selon les essais de tension). Le matériau démontre donc un comportement plastique.

4.1.4 Viscoélasticité

4.1.4.1 Vérification de l'influence de la vitesse de chargement

Pour s'assurer que la vitesse d'application de la charge n'influence pas les résultats obtenus pour les matériaux, des tests de traction à deux vitesses différentes (la vitesse normale de 0,0075 mm/s (déformation unitaire initiale de 0,1 mm/(mm*s)) et dix fois plus rapidement, soit 0,075 mm/s (déformation unitaire initiale de 1 mm/(mm*s))) ont été effectués sur des échantillons de fibres aléatoires provenant de la même feuille de ePET (figures 4.4 et 4.5).

Comme il est possible de le constater sur les courbes des essais, la différence entre les deux modules d'élasticité moyens obtenus est pratiquement inexistante. De plus, cette observation est aussi vraie dans le cas de la contrainte maximale observée. Dans cette gamme de vitesse, la vitesse de chargement n'a donc pas d'influence sur le comportement en tension du ePET. Ceci suggère l'absence de comportement visqueux.

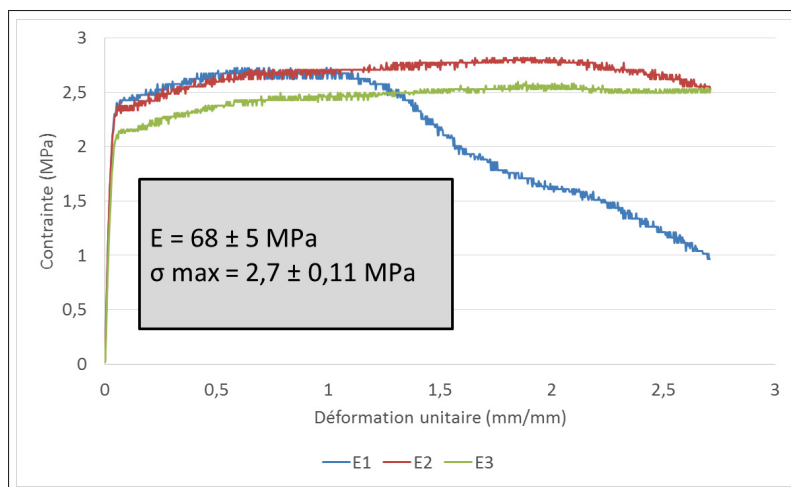


Figure 4.4 Résultat des essais de traction uniaxiale à une vitesse de 0,075 mm/s pour les échantillons E1, E2 et E3.

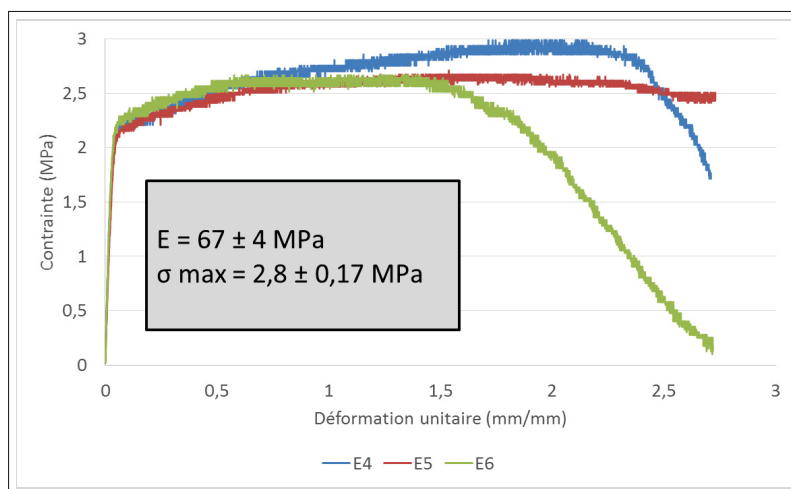


Figure 4.5 Résultat des essais de traction uniaxiale à une vitesse de 0,0075 mm/s pour les échantillons E4, E5 et E6

4.1.4.2 Essais de relaxation de contrainte et de fluage

Quelques essais préliminaires visant à observer le comportement viscoélastique du ePET ont cependant été effectués sur les structures de fibres alignées. Ils sont présentés en annexe (*Voir*

ANNEXE VI). Les résultats expérimentaux ne permettent pas de conclure sur l'importance de la nature viscoélastique du ePET.

4.2 Modèles d'analyse monocouche

L'analyse de la conception monocouche utilise tout d'abord le modèle analytique afin de définir les propriétés nécessaires pour atteindre les deux valeurs cibles. Ensuite, elle utilise le modèle EF pour observer l'importance des paramètres intrinsèques et géométriques sur la compliance et les critères de défaillance.

4.2.1 Calculs analytiques

Dans le cadre de cette maîtrise, les calculs analytiques avaient pour but de prévoir la compliance et la résistance ultime d'une structure tubulaire isotrope, en fonction du matériau utilisé, et ainsi d'obtenir une évaluation du potentiel du ePET pour une prothèse vasculaire. Les paramètres pouvant être changés sont le diamètre du cylindre, le module d'élasticité du matériau, son coefficient de Poisson et finalement la pression interne appliquée. Le script donne l'épaisseur requise, considérant le module d'élasticité, pour atteindre la compliance cible (0,0725 %/mmHg ou 0,255 %/mmHg, selon que l'on vise une prothèse de petit ou de grand diamètre respectivement). Ensuite, avec cette épaisseur, il calcule la contrainte à une pression de 2031 mmHg, qui correspond à la pression à la rupture cible. La contrainte calculée correspond à la contrainte ultime que le matériau doit avoir pour atteindre cette pression sans rompre prématurément. La figure suivante (figure 4.6) illustre un exemple des résultats obtenus pour des cylindres de petit diamètre (3 mm).

Cette courbe permet de voir qu'à une très faible épaisseur, les valeurs de module d'élasticité et de contrainte effective de von Mises sont très élevées. Les valeurs atteignent cependant une asymptote très rapidement à mesure que l'épaisseur augmente. De plus, les résultats permettent de constater un rapport entre la contrainte ultime et le module d'élasticité toujours supérieur à

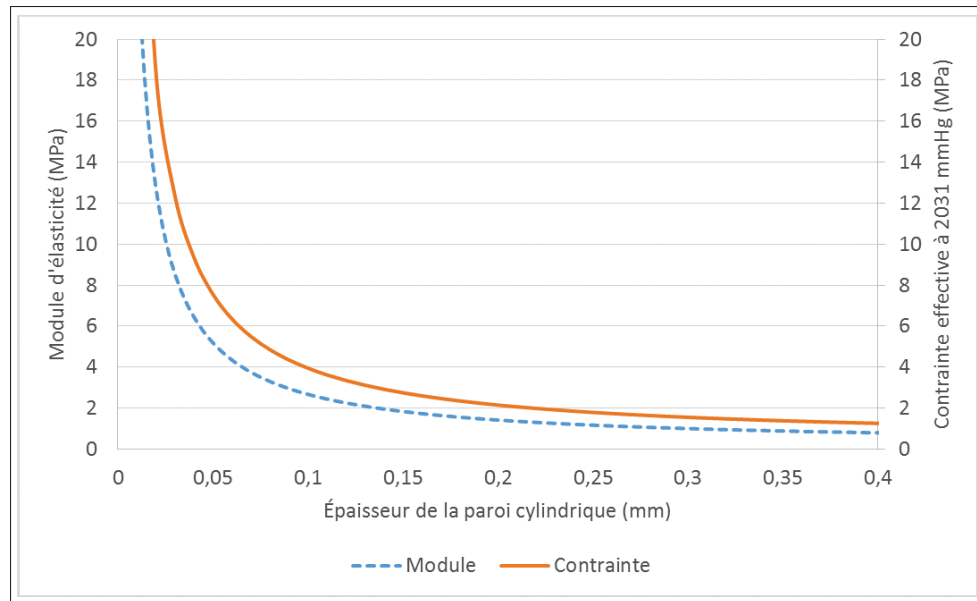


Figure 4.6 Évolution, selon l'épaisseur de la paroi, du module d'élasticité nécessaire pour atteindre une compliance de 0,0725 %/mmHg et de la contrainte ultime nécessaire pour atteindre une pression à la rupture de 2031 mmHg - Diamètre interne de 3 mm.

1. Ceci signifie que la contrainte ultime du matériau doit dans tous les cas être supérieure au module afin que le matériau atteigne les deux valeurs cibles.

Des courbes similaires ont été obtenues pour les autres diamètres étudiés (4 et 6 mm), et ce même lorsque la compliance visée change (structures de diamètre de 30 mm). La relation entre deux rapports, soit la contrainte ultime sur le module (σ_{ult}/E) et le rayon interne sur l'épaisseur de la paroi (R_i/t), suit la même courbe, et ce peu importe le diamètre interne du cylindre (figure 4.7). En effet, les quatre courbes du graphique sont superposées. Il est donc possible d'utiliser cette analyse pour toute géométrie de cylindre.

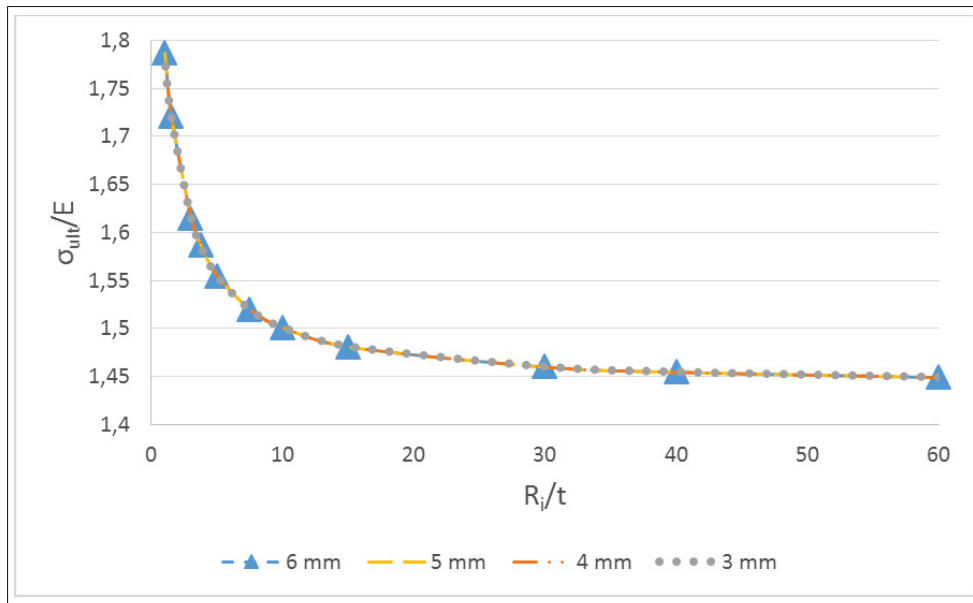


Figure 4.7 Relation entre le ratio de la contrainte ultime sur le module (σ_{ult}/E) et le ratio du rayon interne sur l'épaisseur de la paroi (R_i/t), pour un coefficient de Poisson de 0.3, différents diamètres et une compliance ciblée de 0,075 %/mmHg.

Dans le cas de cette dernière figure, le coefficient de Poisson utilisé est de 0,3. Le rapport σ_{ult}/E se situe entre 1,45 et 1,79. Ces valeurs varient avec le coefficient de Poisson introduit dans le modèle, tel que décrit à la figure 4.8. Un coefficient de 0,49, par exemple, donne une valeur de rapport pratiquement constante avec un minimum de 1,68 et un maximum de 1,7. Un coefficient de Poisson de 0,2 va quant à lui offrir des valeurs beaucoup plus étendues, avec un minimum de 1,42 et un maximum de 1,86.

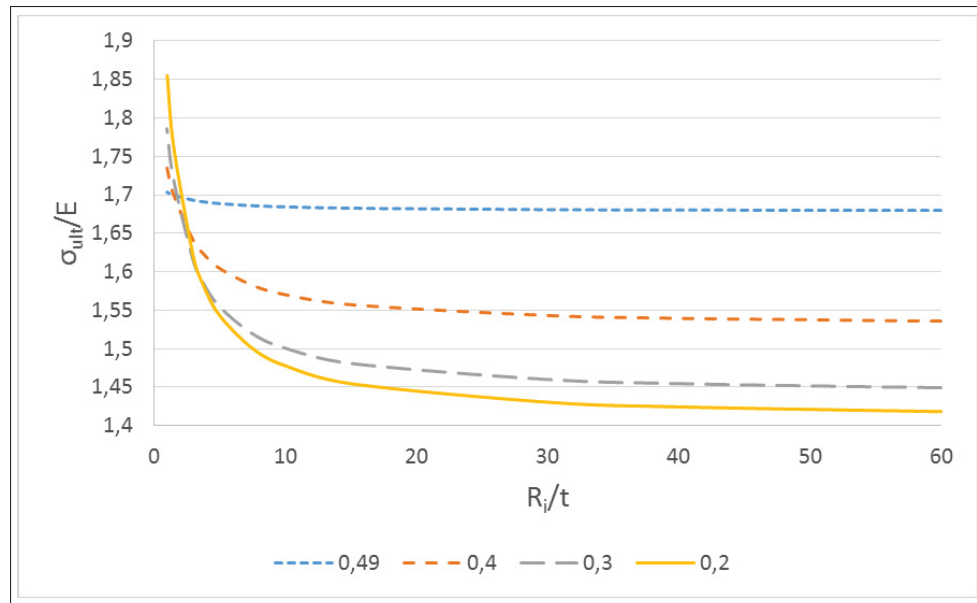


Figure 4.8 Influence du coefficient de Poisson sur le ratio de la contrainte ultime sur le module d'élasticité (σ_{ult}/E) obtenu – compliance ciblée de 0,0725 %/mmHg.

Le même type d'analyse peut être effectué pour un cylindre de grand diamètre. Ce dernier n'a pas la même compliance cible. Puisque la compliance recherchée est plus élevée (la valeur de 0,255 %/mmHg est 3,52 fois plus élevée que celle de 0,0725 %/mmHg), le rapport de la contrainte ultime sur le module est plus élevé, et ce, dans la même proportion. En effet, dans le cas d'un coefficient de Poisson de 0,3, les rapports se situent entre 5,1 et 6,28 (figure 4.9), ce qui est 3,52 fois plus grand que les résultats obtenus dans le cas du cylindre de petit diamètre.

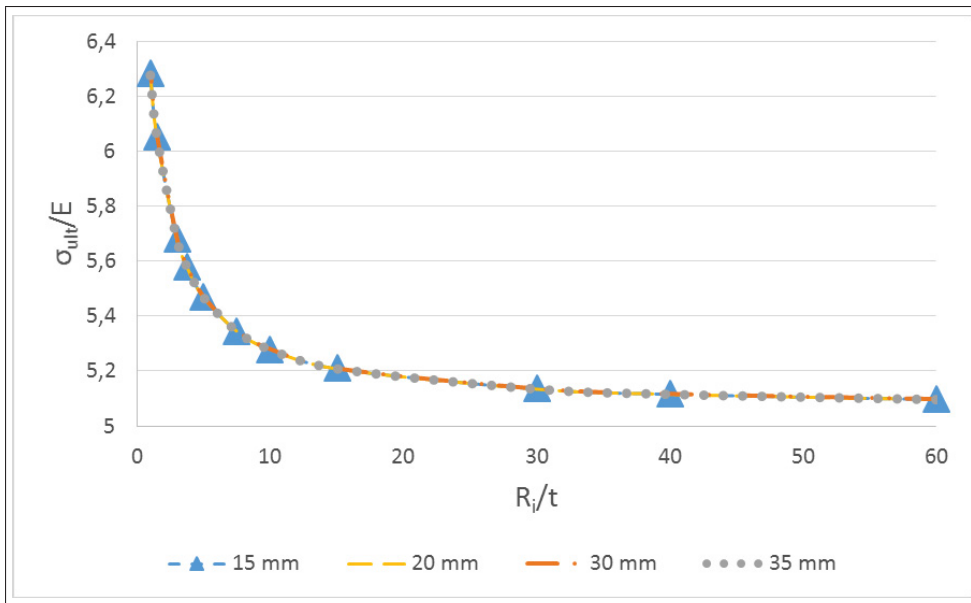


Figure 4.9 Relation entre le ratio de la contrainte ultime sur le module (σ_{ult}/E) et le ratio du rayon interne sur l'épaisseur de la paroi (R_i/t), pour un coefficient de Poisson de 0.3, différents diamètres et une compliance ciblée de 0,255 %/mmHg.

Le coefficient de Poisson a encore une fois un impact sur l'étendue des résultats obtenus (figure 4.10). Un coefficient de 0,49, représentant la quasi-incompressibilité, donne encore l'étendue la plus faible, avec un rapport minimum de 5,91 et un rapport maximum de 5,99 entre la contrainte ultime et le module d'élasticité. Un coefficient de Poisson plus faible, 0,2 par exemple, donnera dans ce cas un rapport minimum de 4,99 et un maximum de 6,53.

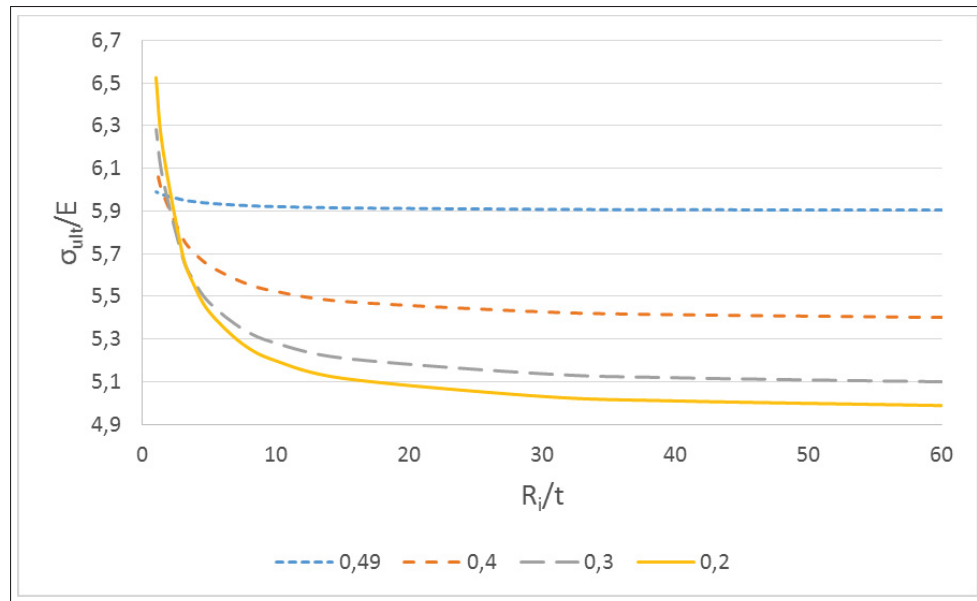


Figure 4.10 Influence du coefficient de Poisson sur le ratio de la contrainte ultime sur le module d'élasticité (σ_{ult}/E) obtenu – Compliance ciblée de 0,255 %/mmHg.

4.2.1.1 Adéquation du ePET aux critères mécaniques

Pour déterminer si les critères de conception décrits ci-dessus peuvent être satisfaits avec les structures de ePET développées au laboratoire, les rapports de ces matériaux sont comparés aux valeurs cibles obtenues dans le modèle analytique (tableau 4.3).

Tableau 4.3 Calcul des rapports de contrainte et de module des différentes structures de ePET utilisées dans le projet

	Module d'élasticité MPa	Contrainte ultime MPa	Contrainte à l'écoulement MPa	Ratio σ_{ult}/E adim	Ratio σ_{yield}/E adim
Fibre aléatoires (isotropes)	61	2,5 ²	1,72	0,041	0,028
Fibres alignées, direction des fibres	113	3,20	2,40	0,028	0,021
Fibres alignées, direction transversale	9	0,63	0,31	0,070	0,034
Valeur cible, compliance de 0,0725 %/mmHg	—	—	—	1,42	0,139
Valeur cible, compliance de 0,255 %/mmHg	—	—	—	4,99	0,491

Il est évident que le ePET ne remplit pas les critères nécessaires à son utilisation dans une prothèse composée d'un seul type de matériau. En effet, les ratios calculés avec la contrainte ultime du matériau sont tous largement en deçà du minimum calculé pour les cylindres de petits diamètres, soit 1,42.

Il est aussi possible d'effectuer une analyse à une pression plus basse (200 mmHg au lieu de 2031 mmHg). Cette analyse, utilisant la contrainte à l'écoulement (σ_{yield}) au lieu de la contrainte ultime, vise à vérifier si le matériau entrera en déformation plastique dans des conditions optimale d'utilisation. Malheureusement, les rapports σ_{yield}/E sont tous inférieurs aux valeurs requises de 0,139 et 0,491 (tableau 4.3).

2. La valeur retenue est la pire des deux échantillons ayant rompu (seuls 2 échantillons sur 6 ont atteint la rupture). Pour obtenir le ratio de 1,42 et remplir les deux valeurs cibles, la valeur de contrainte ultime du matériau devrait être de 87 MPa.

4.2.2 Modèle d'analyse EF

Le modèle d'analyse EF a permis d'observer l'impact des différents paramètres des structures dans une configuration constituée, tout d'abord, d'une seule couche de ePET. Seul le résumé de ces résultats est présenté ici, plus de détails pouvant être obtenus en annexe (Annexe 13.9). Tout d'abord, l'analyse a été faite pour un matériau isotrope (simulant les fibres aléatoires), les résultats étant résumés dans le tableau 4.4.

Tableau 4.4 Influence d'une augmentation de la valeur des paramètres intrinsèques d'un pli isotrope sur la compliance d'une prothèse vasculaire monocouche

Paramètre	Symbole	Influence sur la compliance	Influence sur le critère de défaillance de von Mises
Module d'élasticité	E	↓↓↓	—
Coefficient de Poisson	ν	↓	↓
Contrainte ultime	σ_{ult}	—	↓↓↓

L'analyse EF confirme, en accord avec le modèle analytique, que le paramètre ayant l'influence la plus importante sur la compliance est le module d'élasticité. Son influence est plus importante à des valeurs plus faibles. Dans le cas des deux paramètres, augmenter sa valeur diminue la compliance. De plus augmenter le coefficient de Poisson diminue la valeur du critère de von Mises, mais faiblement. Ceci est dû au chargement biaxial causé par les extrémités bloquées dans la direction longitudinale (effectuer la même analyse avec les extrémités libres mène à une influence négligeable du coefficient de Poisson). Aucun de ces deux paramètres n'a une influence importante sur le critère de défaillance qui est bien sûr influencé par la contrainte ultime.

Une analyse du même type a été effectuée sur un modèle monocouche composé d'une structure de fibres alignées (tableau 4.5). Cette dernière est modélisée sous la forme d'un matériau orthotrope.

Les modules d'élasticité sont toujours les paramètres ayant l'influence la plus notable. Les modules E_1 et E_2 ont été analysés à des angles variant entre 0° et 90° (figure 4.11). Il est

Tableau 4.5 Influence d'une augmentation de la valeur des propriétés intrinsèques d'un pli orthotrope sur la compliance et la pression à la rupture d'une prothèse vasculaire monocouche

Paramètre	Symbole	Influence sur la compliance	Influence sur le critère de défaillance de Tsai-Wu
Modules d'élasticité	E1	$\theta < 70^\circ = \downarrow\downarrow\downarrow$ $\theta > 70^\circ = \uparrow\uparrow$	$\theta < 80^\circ = \downarrow\downarrow\downarrow$ $\theta > 80^\circ = \downarrow$
	E2	$\downarrow\downarrow\downarrow$	$E2 < 5 \text{ MPa} = \downarrow\downarrow\downarrow$ $E2 > 5 \text{ MPa} = \uparrow\uparrow\uparrow$
	E3	$\downarrow\downarrow$	$\downarrow\downarrow\downarrow$
Coefficient de Poisson	ν_{12}	$\downarrow$	$\downarrow\downarrow$
	ν_{13}	$\uparrow$	—
	ν_{23}	—	—
Modules de cisaillement	G_{12}	$0^\circ \text{ et } 90^\circ = \text{—}$ $0^\circ < G_{12} < 90^\circ = \downarrow\downarrow$	$0^\circ \text{ et } 90^\circ = \text{—}$ $0^\circ < G_{12} < 90^\circ = \downarrow\downarrow$
	$G_{23} \text{ et } G_{13}$	—	$0^\circ \text{ et } 90^\circ = \text{—}$ $0^\circ < G_{23} \text{ ou } G_{13} < 90^\circ = \downarrow$
Contrainte ultime	σ_{ult-1}	—	$< 3 \text{ MPa} = \downarrow\downarrow\downarrow$ $> 3 \text{ MPa} = \downarrow\downarrow$
	σ_{ult-2}	—	$< 3 \text{ MPa} = \downarrow\downarrow\downarrow$ $> 3 \text{ MPa} = \downarrow\downarrow$
	σ_{ult-3}	—	—
	$\sigma_{ult-cisaillement}$	—	$< 3 \text{ MPa} = \downarrow\downarrow\downarrow$ $> 3 \text{ MPa} = \text{—}$

important de noter que lorsque le module E1 est concerné, les angles permettant d'obtenir la compliance la plus importante sont les angles de 0° (à une valeur de module faible) et 90° (à une valeur élevée de module). Les deux courbes débutent et ont la même compliance à une valeur de 9 MPa de module, soit la valeur du module transversal E2 dans cette analyse. Ensuite, lorsque les angles mènent les fibres dans la direction longitudinale de la prothèse (70° à 90°), l'augmentation du module mène à une augmentation de la compliance. Le comportement inverse est obtenu lorsque les fibres sont alignées dans la direction circonférentielle (0° à 70°).

Le module E2, lui, modifie beaucoup la compliance lorsque les valeurs de module sont faibles. De plus, pour une valeur constante de module, augmenter l'angle des fibres vers 90° signifie

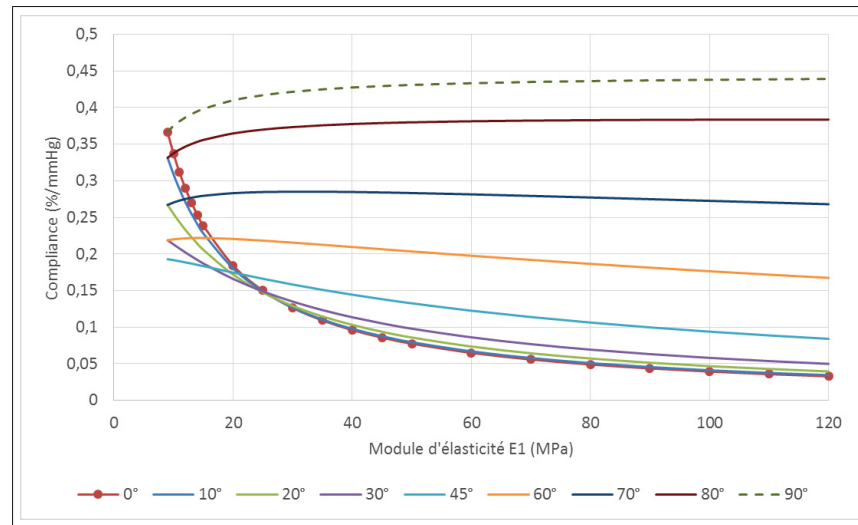


Figure 4.11 Effet sur la compliance d'une modification du module E1 pour différents alignements de fibre dans une prothèse de 6 mm de diamètre.

une compliance plus élevée. Ceci est causé par l'augmentation de sa contribution dans l'effort mécanique.

Contrairement au critère de von Mises, le critère de Tsai-Wu voit sa valeur changer avec le module d'élasticité. En effet, la modification du module dans seulement l'une des directions principales change les contraintes dans chacune des directions, ce qui a une influence sur le critère calculé (*Voir* la section 1.9.2 pour la formule). En effet, dans la matrice de rigidité d'un matériau orthotrope (figure 1.16, page 31, section 1.8.1.1), on constate que les modules ont une influence sur chacune des contraintes.

Le seul coefficient de Poisson ayant une influence notable sur le critère de Tsai-Wu est celui dans le plan perpendiculaire à l'épaisseur. Ceci peut s'expliquer par le caractère biaxial des contraintes dans ce plan.

En ce qui concerne le cisaillement, le seul module ayant une influence sur la compliance est le module G_{12} . Ensuite, bien que tous les modules aient une influence sur le critère de défaillance, ce dernier est limité et devient pratiquement nul, peu importe l'angle, une fois le module à 10 MPa ou plus.

Les contraintes ultimes, dans les trois directions principales ainsi qu'en cisaillement, font varier le critère de Tsai-Wu mais pas la compliance. Dans ce modèle, la valeur de 3 MPa est un pivot entre une influence importante et une influence plus modérée.

Finalement, l'effet des paramètres géométriques a été étudié, soit l'épaisseur et l'angle d'un pli (tableau 4.6).

Tableau 4.6 Influence d'une augmentation de la valeur des paramètres géométriques sur les résultats en compliance et en critère de défaillance

Paramètre	Symbole	Influence sur la compliance	Influence sur le critère de von Mises	Influence sur le critère de Tsai-Wu
Épaisseur	t	↓↓↓	↓↓↓	↓↓↓
Angle	∠	↑↑↑	—	↑↑↑

L'influence de ces deux paramètres est grande, bien que leurs effets soient opposés. Tandis que l'augmentation de l'épaisseur mène à la diminution de la compliance, un angle plus grand la fait diminuer. Il est aussi intéressant de voir que, dans chacun des cas, lorsque l'influence est positive pour la compliance, elle ne l'est pas pour la pression à la rupture.

Il est important de noter que, malheureusement, lors du développement d'une nouvelle structure électrofilée, une diminution du module de cette structure (par un moyen mécanique ou chimique) sera très souvent accompagnée d'une diminution de sa contrainte ultime. Ceci n'était pas considéré dans cette analyse.

4.2.3 Validation du modèle EF monocouche

Dans le but d'assurer la validité des modèles utilisés dans le projet, des mesures de compliance de prothèses électrofilées en ePET ont été effectuées et ont été comparées aux résultats du modèle EF et aux résultats analytiques.

4.2.3.1 Compliance du ballon de latex

La compliance du ballon de latex utilisé pour les tests sur les prothèses a été déterminée pour pouvoir la retirer du résultat final obtenu. La formule suivante (Singh et Wang, 2013) est utilisée pour retirer la compliance du ballon dans le calcul de la compliance de la prothèse :

$$C \left[\frac{\%}{100 \text{ mmHg}} \right] = \frac{C_{\text{ballon}} * C_{\text{ballon+graft}}}{C_{\text{ballon}} - C_{\text{ballon+graft}}} \quad (4.3)$$

Les courbes de diamètre du ballon de latex en fonction de la pression sont présentées à la figure 4.12.

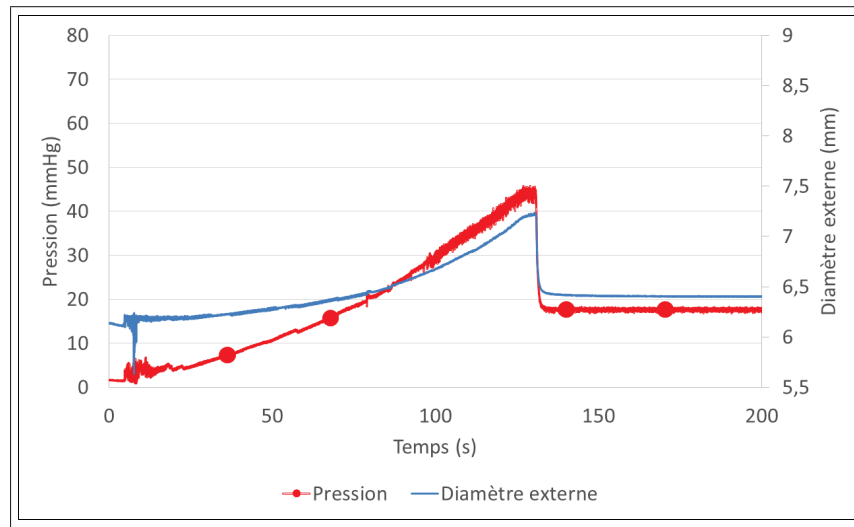


Figure 4.12 Courbe de pression et de diamètre d'un ballon de latex de 0,06 mm d'épaisseur.

La compliance du ballon a été calculée dans la gamme de pression allant de 5 à 45 mmHg, pour des raisons techniques liées à la mesure du diamètre par laser. L'augmentation de diamètre est pratiquement linéaire par rapport à l'augmentation de pression ($y = 0,0225 * x + 6,0487$ avec un R^2 de 0,969). La compliance obtenue est de 0,4 %/mmHg.

4.2.3.2 Mesure de la compliance d'une prothèse tubulaire monocouche

Une prothèse monocouche faite de fibres aléatoires a été fabriquée avec les mêmes paramètres d'électrofilage que dans le cas des feuilles de ePET, mais avec un mandrin de 6 mm de diamètre. Ceci a donné lieu à une prothèse de plus grande épaisseur, soit 0,57 mm comparativement à environ 0,08 mm.

La compliance de la prothèse a été testée à différentes gammes de pression, deux fois afin de vérifier la répétabilité des résultats. Par la suite, les propriétés mécaniques du tissu ont été évaluées en découpant des échantillons de test de traction dans la prothèse. Ceci vise à vérifier l'hypothèse selon laquelle les propriétés des structures ne sont pas modifiées par le changement de mandrin.

Tableau 4.7 Valeurs de compliance obtenues pour une prothèse monocouche de ePET aléatoire

Pressions	50 – 90 mmHg		80 – 120 mmHg		110 – 150 mmHg	
Test	1	2	1	2	1	2
Compliance (% / mmHg)	0,0066	0,0068	0,0043	0,0047	0,0039	0,0043

Les résultats présents dans le tableau 4.7 montrent que la compliance diminue lorsque la gamme de pression testée augmente. La différence obtenue entre le premier et le second plateau de pression est beaucoup plus grande que celle séparant le second et le troisième plateau (diminution de 35 % comparativement à 9 %).

4.2.3.3 Propriétés mécaniques en tension de la structure

Le module d'élasticité, la contrainte maximale et le coefficient de Poisson de structures électrofilées sur le mandrin de petit diamètre (6 mm) ont été déterminés à l'aide des courbes d'essai de traction (Tableau 4.8), effectuées dans la direction circonférentielle (C) ou longitudinale (L)

pour vérifier le caractère isotrope du matériau. Il faut noter que les échantillons ont tous atteint le déplacement maximal de la machine, soit une déformation unitaire de 280 %.

Tableau 4.8 Propriétés en tension uniaxiale de structures circulaires de ePET découpées dans la direction circonférentielle et longitudinale

Prothèse	1		2		3
Diamètre de mandrin	6 mm		6 mm		6 mm
Direction testée	C	L	C	L	C
n	3	3	2	1	1
Module d'élasticité (MPa)	14 ± 5	52 ± 9	16 et 18	22	15
Coefficient de Poisson	$0,12 \pm 0,03$	$0,05$ et $0,14^3$	—	—	0,13
Contrainte max atteinte (MPa)	$2,7 \pm 0,44$	$4,5 \pm 0,25$	1,8 et 2	2,8	2,67

La troisième prothèse est celle ayant été testée en compliance (4.2.3.2). Elle l'a été avant d'être découpée puis testée en tension. L'échantillon a été pris à l'endroit même où le laser effectuait les mesures de diamètre. On remarque que les propriétés mécaniques sont variables d'un échantillon à un autre et parfois même d'une direction à l'autre. Ainsi, dans le cas de la prothèse 1, le matériau n'est pas isotrope. De plus, les valeurs sont différentes de celles obtenues sur le gros mandrin, qui sont jusqu'à 4 fois supérieures à celles obtenues dans la direction circonférentielle.

Une explication plus approfondie des résultats est disponible en annexe (*Voir ANNEXE X*).

4.2.4 Calcul de la compliance selon le modèle analytique et le modèle EF linéaire

Le tableau 4.9 présente la comparaison des valeurs de compliance obtenues avec le modèle analytique, le modèle EF et expérimentalement pour la prothèse #3. Deux tests sont présents dans la simulation par EF puisque les valeurs réelles de pressions obtenues dans chacun des tests expérimentaux ont été utilisées. Le module d'élasticité dans le modèle EF est aussi celui de la prothèse #3.

3. L'obstruction du laser pour l'un des échantillons empêche le calcul du coefficient de Poisson

Tableau 4.9 Valeurs de compliance obtenues pour une prothèse monocouche de ePET aléatoire

Pressions	50 – 90 mmHg		80 – 120 mmHg		110 – 150 mmHg	
Test	1	2	1	2	1	2
Compliance modèle analytique (% / mmHg)	0,0050		0,0050		0,0050	
Compliance par EF (% / mmHg)	0,0049	0,0048	0,0047	0,0047	0,0046	0,0046
Compliance expérimentale (% / mmHg)	0,0066	0,0068	0,0043	0,0047	0,0039	0,0043

Il y a donc une bonne adéquation des résultats, avec cependant quelques différences. Lors de l'essai expérimental, la compliance diminue lorsque la gamme de pression augmente. Ceci ne ressort pas de façon claire dans les résultats par EF. Pour comprendre ces différences, il est possible de se demander si la plasticité du matériau joue un rôle, puisque les essais mécaniques à contrainte progressive (page 75) ont démontré que la limite d'élasticité du matériau n'était pas clairement définie. Cependant, d'après les simulations, la contrainte dans une prothèse de cette épaisseur (0,572 mm) à une pression de 150 mmHg n'est que de 0,1 MPa, ce qui est bien en deçà de la zone plastique.

4.3 Analyse au MEB des structures de fibres aléatoires

Les structures aléatoires fabriquées sur chacun des deux mandrins (6 mm et 10 cm de diamètre) ont été observées au MEB afin que leur structure puisse être comparée. L'analyse des structures démontre que la disposition des fibres est, dans les deux cas, bien aléatoire (figure 4.13).

Dans le cas du mandrin de 10 cm, le diamètre des fibres, quantifié depuis des images à 4000x prises sur 3 différentes structures, est de $0,82 \pm 0,16 \mu\text{m}$. En ce qui concerne le mandrin de 6 mm de diamètre, le diamètre des fibres, quantifié depuis des images à 4000x prises sur 2 différentes structures, est de $0,69 \pm 0,15 \mu\text{m}$. Cette différence est jugée significative, avec un p inférieur à 0,05 (test de Student). De plus, il est possible d'observer que l'angle de courbure

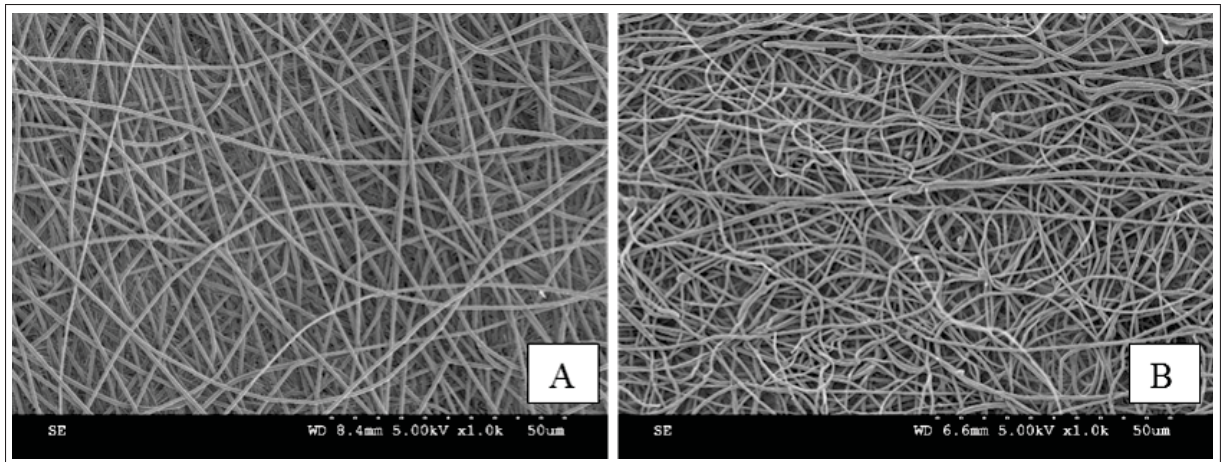


Figure 4.13 Image au MEB (1000x) d'un échantillon de fibres aléatoires fabriqué a) sur le mandrin de 10 cm de diamètre et b) sur le mandrin de 6 mm de diamètre.

des fibres diffère d'une structure à l'autre et est beaucoup plus petit dans le cas des structures fabriquées sur le mandrin de 6 mm de diamètre.

4.4 Modèle EF multicouche

Un modèle comportant plusieurs couches a été créé afin d'explorer si une telle structure, similaire à celle des vaisseaux sanguins, permet de s'approcher des valeurs cibles. Des fibres aléatoires sont utilisées afin de reproduire l'intima, soit la couche vasculaire où les CE adhèrent en monocouche. Une ou plusieurs couches de fibres alignées viennent ensuite jouer le rôle de la média, soit la couche contenant les CML et qui joue un rôle prépondérant dans le comportement mécanique du vaisseau. Dans un second modèle, une couche supplémentaire de fibres alignées a été ajoutée afin de reproduire l'adventice, cette couche qui lie l'artère aux tissus environnants.

4.4.1 Prothèse à trois couches

Dans ce modèle, une couche de fibres aléatoires est placée sous deux couches de fibres alignées. Ces deux dernières sont utilisées afin que l'ensemble soit le plus balancé possible et que le couplage entre le comportement en tension et celui en cisaillement soit annulé (AMTS, 2011).

L'angle de ces couches est modifié de façon symétrique, tel que présenté sur la figure 4.14.

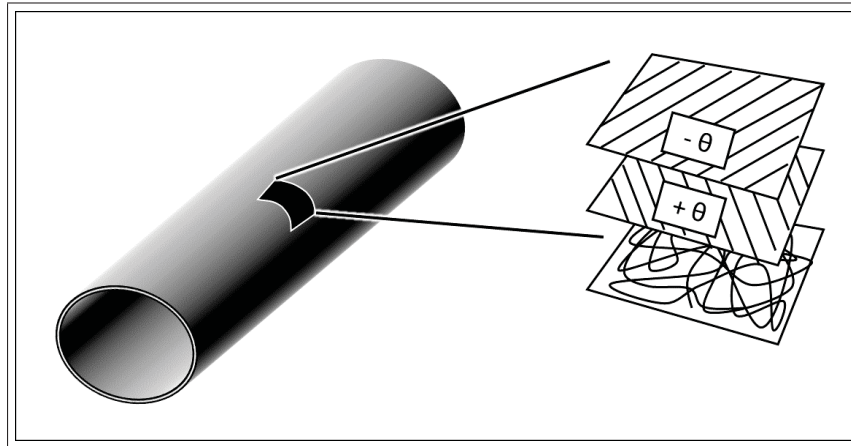


Figure 4.14 Schéma des couches du modèle.

De façon arbitraire, les épaisseurs des couches ont été fixées à 0,01 mm, 0,2 mm et 0,2 mm, respectivement (figure 4.15).

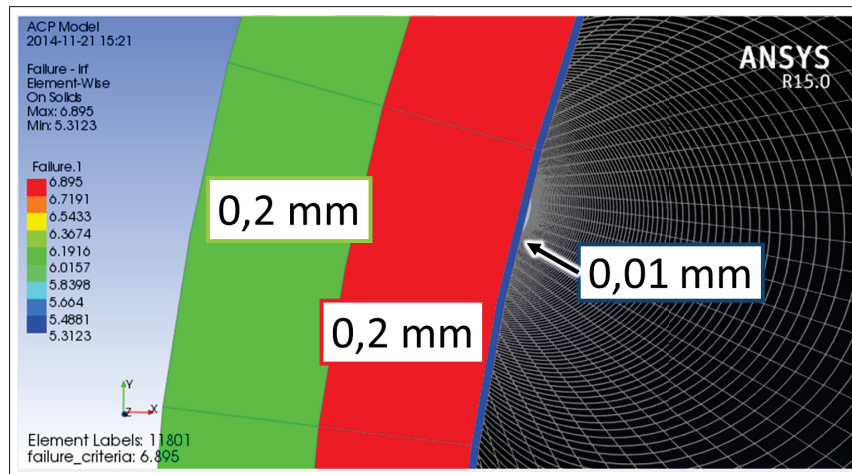


Figure 4.15 Structure simulée de la prothèse à trois couches.

Lorsque les angles des couches de fibres alignées sont changés, le comportement en compliance ainsi que la résistance ultime de la prothèse évoluent beaucoup. Tout d'abord, il est intéressant

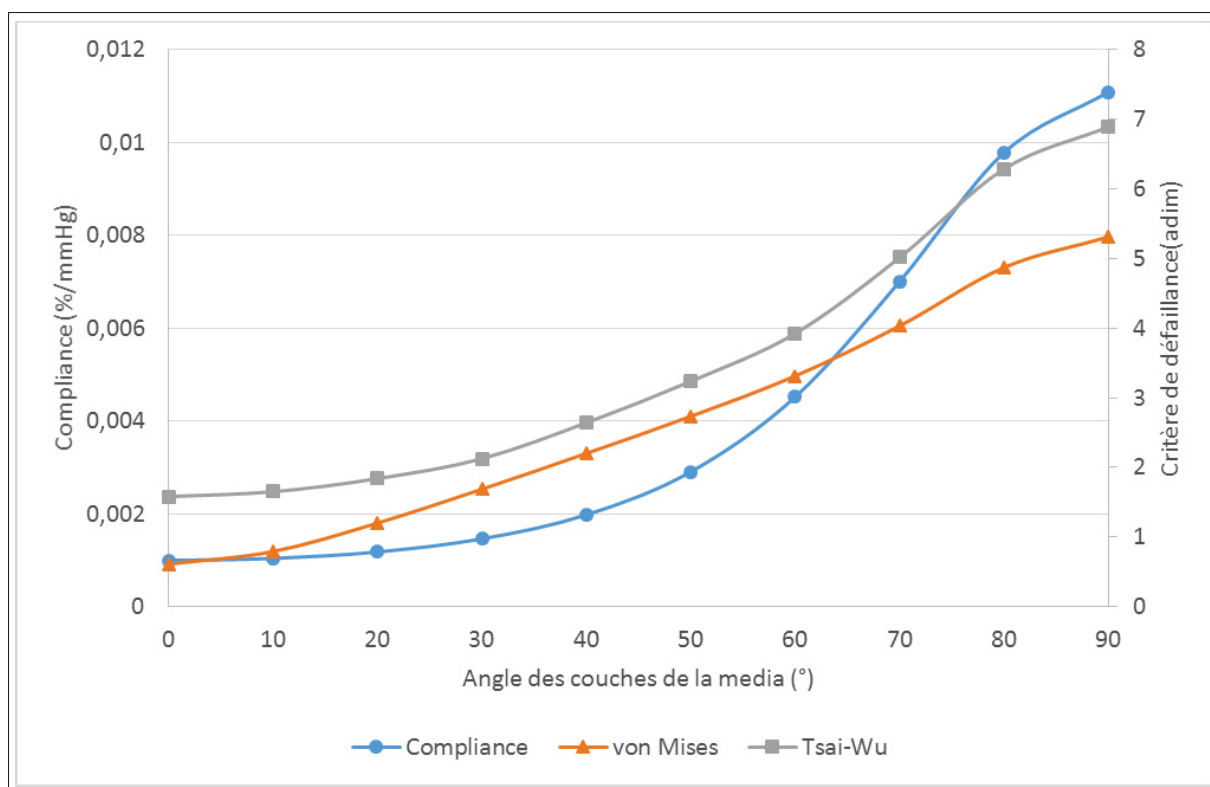


Figure 4.16 Influence de l'angle des couches de la média dans une structure de ePET à 3 couches – Compliance trop faible pour rejoindre la valeur cible de 0,0725 %/mmHg et pression à la rupture en tout point inférieure à la valeur cible de 2031 mmHg.

de constater que le critère de défaillance de la couche de fibres aléatoires est toujours inférieur à celui des couches de fibres alignées, puisque la valeur du critère de von Mises est toujours inférieure à celle de Tsai-Wu (figure 4.16). La media de la prothèse romprait donc avant l'intima. Ensuite, bien que la compliance et le critère de Tsai-Wu évoluent de façon exponentielle, le critère de von Mises est plus linéaire.

Tel qu'attendu, cette configuration de couches permet d'augmenter la compliance lorsque l'angle des couches supérieures s'éloignent de la direction circonférentielle (lorsque l'angle augmente). Cependant, ceci a aussi pour effet de diminuer la résistance ultime dans la direction circonférentielle et d'ainsi diminuer la pression à la rupture. La configuration actuelle ne rejoint ni la compliance voulue (0,0725 % / mmHg) ou la pression à la rupture (le critère de Tsai-Wu est toujours supérieur à 1). Cette configuration ne permet donc pas d'atteindre les

valeurs cibles, même si une amélioration de la compliance peut être observée. Par contre, à une pression de 200 mmHg au lieu de 2031 mmHg, les valeurs de critères de défaillance diminuent d'un facteur d'environ 10 (valeur maximale de 0,679), ce qui indique que les prothèses seraient toujours intactes à cette pression.

4.4.2 Prothèse à quatre couches (avec adventice)

Puisque le modèle EF permet le nombre de couches voulues, il est possible d'ajouter très facilement une quatrième couche dont le rôle sera d'augmenter la résistance à rupture. En utilisant le même tissu que pour les couches de la média, il reste possible pour les cellules musculaires lisses de se glisser entre les pores du tissu pour venir intégrer la structure. A la structure présentée précédemment, on ajoute une couche alignée de 0,4 mm d'épaisseur afin que les critères de défaillance atteignent des valeurs près de 1 (figure 4.17). Cette dernière est alignée dans la direction circonférentielle pour offrir la plus grande résistance ultime possible et l'angle reste constant tout le long de l'analyse.

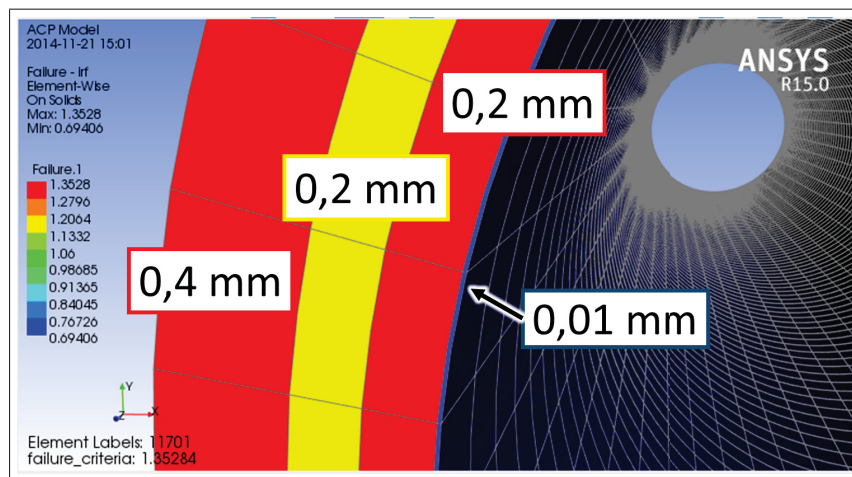


Figure 4.17 Structure de la prothèse à quatre couches simulée.

Depuis cette structure, les angles des couches de la média ont été changés de la même façon que dans l'analyse à trois couches. Le comportement obtenu est toutefois très différent de ce qui a été observé précédemment.

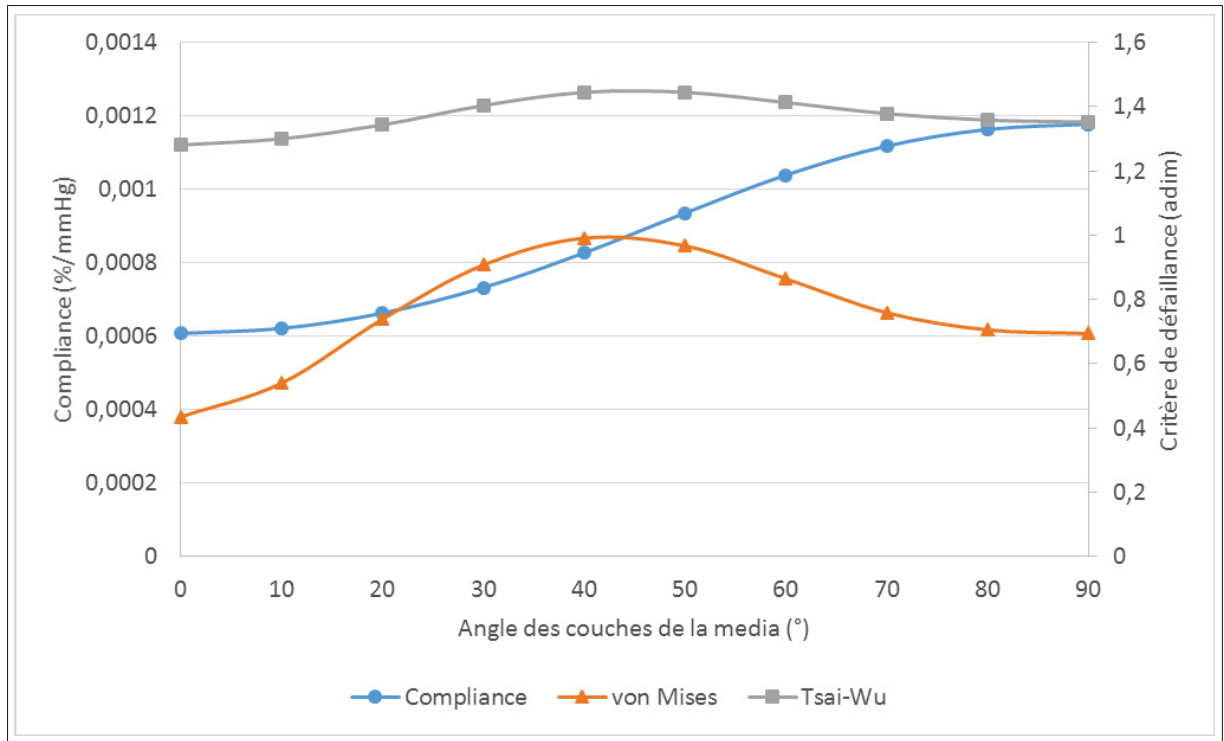


Figure 4.18 Influence de l'angle des couches de la média dans une structure à 4 couches – Bien que la pression à la rupture ait été approchée de la valeur cible de 2031 mmHg par l'ajout de la quatrième couche, la compliance est grandement diminuée.

Dans cette configuration, les critères de défaillance atteignent une valeur maximale à un angle de 40° (figure 4.18). La compliance est, quant à elle, à son maximum lorsque les fibres de la média sont alignées longitudinalement (angle de 90°). Malheureusement, les valeurs obtenues sont maintenant 100 fois sous la valeur cible. L'augmentation de la pression à la rupture de la structure s'est fait au dépend de sa compliance. De plus, bien que la pression à la rupture ait été améliorée, elle n'atteint toujours pas 2031 mmHg puisque le critère de Tsai-Wu est toujours supérieur à 1.

CHAPITRE 5

DISCUSSION

Ce projet se divisait en deux objectifs. Le premier était de déterminer si les structures de ePET pouvaient atteindre simultanément deux valeurs cibles d'une prothèse vasculaire, définies d'après la littérature, soit la compliance et la pression à la rupture. Le second était de déterminer l'influence de chacun des paramètres (intrinsèques et géométriques) d'une couche afin d'en définir les plus importants en vue d'optimiser la conception d'une prothèse multicouche.

Afin de répondre au premier objectif, plusieurs essais expérimentaux ont été effectués. Ces derniers ont permis d'approfondir nos connaissances sur le comportement mécanique des structures de ePET et de valider les résultats des analyses tubulaires monocouches par des essais de compliance.

5.1 Aspect expérimental

Afin de remplir le premier objectif, les structures aléatoires et alignées de ePET telles que conçues par notre équipe (projet Houman Savoji) ont été caractérisées mécaniquement. Ces tests monotones ont permis de connaître le comportement des structures de ePET en tension et en cisaillement. Quelques tests cycliques de tension ont été effectués. Le matériau de fibres aléatoires a été fabriqué à partir de mandrins de différents diamètres (6 mm et 10 cm).

Les tests ont permis de définir le ePET comme un matériau au comportement plastique, et ce même sous le point d'écoulement, bien que dans un ordre de grandeur inférieur. De plus, le ePET est un matériau sur lequel la vitesse de chargement n'a pas d'influence, du moins dans la gamme de déformations unitaires initiales testées (entre 0,1 mm/(mm*min) et 1 mm/(mm*min)) (p. 76, section 4.1.4.1), et où la déformation n'est pas déphasée par rapport à l'application de la contrainte (en tension uniaxiale ou en compliance). Son comportement est donc strictement élastique/plastique et il ne semble pas être question de viscoélasticité. D'ailleurs, il est im-

portant de noter que les premières déformations plastiques sont observées à une déformation unitaire plutôt faible (sous 0,03 mm/mm). Ceci peut s'avérer un facteur limitant dans l'utilisation du ePET dans le remplacement d'une artère, où le diamètre de la lumière influence grandement le flot sanguin. Aucun changement de diamètre n'a été observé au début des tests de compliance, mais ceci s'explique, en plus de la faible contrainte dans la prothèse, par le fait que les paramètres du test doivent être testés avant l'enregistrement du test. La prothèse a donc été contrainte lorsque les paramètres étaient testés, et si cette contrainte a mené à une déformation permanente, elle ne sera pas enregistrée. Cependant, dans l'optique où cette prothèse doit être implantée dans un être humain, cette déformation permanente initiale doit être considérée dans la conception, ainsi que la possibilité d'une pression plus haute que l'étendue normale (causée par exemple par le vieillissement, une maladie, ou encore une émotion forte).

La comparaison des résultats obtenus dans ce projet ainsi qu'avec les travaux antérieurs (Savoji *et al.*, 2014a), illustre que les propriétés mécaniques des structures fabriqués sur le mandrin de 10 cm de diamètre peuvent être inconsistantes d'une feuille à l'autre. Le module d'élasticité déterminé précédemment pour les fibres aléatoires est beaucoup plus faible que les valeurs obtenues dans ce projet (20 ± 6 MPa comparativement à 61 ± 8 MPa). Bien que la vitesse de chargement soit différente (0,167 mm/s vs 0,0075 mm/s), il a déjà été montré dans ce projet que ce paramètre n'a pas d'influence sur les propriétés mécaniques de la structure. Par contre, puisque la vitesse des tests précédents est plus grande que celle utilisée pour vérifier l'influence de la vitesse (0,167 mm/s > 0,075 mm/s), il serait intéressant d'effectuer de nouveaux tests avec une vitesse encore plus grande (0,75 mm/s, par exemple). Ceci validerait l'absence d'une quelconque influence de la vitesse sur les propriétés mécaniques de la structure. Autrement, le vieillissement des échantillons pourrait être un paramètre contribuant à ces différences de propriétés mécaniques. Trois échantillons ont été testés 24 heures après avoir été fabriqués ($E = 52 \pm 2$ MPa) et trois autres échantillons provenant d'une feuille différente ont été testés 6 mois après avoir été fabriqués ($E = 67 \pm 4$ MPa). Bien que les échantillons plus vieux soient plus rigides, la valeur de module des travaux antérieurs (20 ± 6 MPa), inférieure à celle des échantillons testés 24 heures après leur fabrication, est suffisamment faible pour que le vieillis-

sement n'explique pas à lui seul ces différences. En effet, selon le protocole, ces échantillons ont été testés 3 jours après leur fabrication, au plus tôt. L'humidité et la température lors de la fabrication sont donc les deux causes les plus probables de ces différences, puisque ce sont les deux paramètres les moins bien contrôlés dans le montage d'électrofilage (*voir* la page 43, section 3.1.1.1). Ces paramètres, en modifiant le taux d'évaporation du solvant (humidité) et la viscosité de la solution polymérique (température), jouent principalement sur la géométrie des fibres, modifiant les propriétés mécaniques de la structure (Ramier, 2012). Il serait intéressant d'effectuer une étude plus systématique de ces paramètres lors de l'électrofilage et d'étudier leur impact sur la taille et la répartition spatiale des fibres et les propriétés mécaniques des structures. Les fibres alignées se sont révélées plus reproductibles, avec une différence beaucoup plus faible entre ce qui a été obtenu avant et maintenant (98 ± 15 MPa vs 113 ± 21 MPa). De plus, il est important de noter que les différences observées avec les fibres aléatoires constituent une limite du procédé de fabrication et ne modifient pas les conclusions de ce document.

De plus, il est possible d'observer une différence notable de propriétés mécaniques des structures électrofilées selon le mandrin utilisé lors de leur fabrication : le module d'élasticité atteint approximativement 61 MPa pour les échantillons en feuille comparativement à environ 15 MPa dans la direction circonférentielle des prothèses tubulaires. Pour expliquer cette différence, les structures électrofilées provenant des deux types de mandrins ont été observées au microscope électronique à balayage et le diamètre moyen des fibres a été mesuré. Le diamètre des fibres varie peu (de $0,82 \pm 0,16 \mu m$ sur les échantillons en feuille et $0,69 \pm 0,15 \mu m$ sur les échantillons tubulaires), mais cette différence est significative à un niveau de confiance de 95 % (test de Student).

En plus de la différence existante entre leur diamètre, il est possible de constater en observant l'image 4.13 (page 93) que l'agencement des fibres est différent. Les fibres de l'échantillon fabriqué sur le mandrin de 10 cm de diamètre ont un rayon de courbure beaucoup plus grand et sont plus espacées. Les fibres plus droites peuvent prendre la charge plus rapidement que les fibres devant s'aligner avec cette dernière, ce qui pourrait expliquer une réponse plus rigide des fibres fabriquées sur le mandrin de grand diamètre. Cette différence a très probablement

été obtenue à cause de la différence de vitesse tangentielle à la surface des deux mandrins. En effet, pour la même vitesse de rotation, un mandrin ayant un plus grand diamètre aura à sa surface une vitesse tangentielle plus importante. Une vitesse plus grande force les fibres à s'aligner. Les structures de fibres alignées en sont un exemple extrême, où la vitesse est suffisamment importante pour que la quasi-totalité des fibres soient alignées dans la direction circonférentielle du mandrin. Dans un montage permettant d'atteindre les bonnes vitesses (le mandrin de 6 mm devrait tourner à 5000 RPM pour que la vitesse tangentielle soit la même que sur le grand mandrin), il serait intéressant de tenter de respecter la même vitesse tangentielle pour les deux mandrins et d'effectuer la même comparaison.

Ensuite, certains résultats expérimentaux du coefficient de Poisson, notamment des valeurs négatives de coefficient dans la direction transversale des fibres alignées (chose très peu vraisemblable avec un matériau du type étudié ici), démontrent que le montage d'essai de tension doit être revu. L'une des sources évidentes d'erreur est le laser, qui ne suit pas le centre de l'échantillon lors des essais de traction. Il prend donc en compte les erreurs de parallélisme dans l'échantillon et donne des valeurs qui ne sont fiables qu'au tout début du test. De plus, il aurait été intéressant que les propriétés des structures soient constantes, peu importe le diamètre de mandrin utilisé pour les fabriquer et l'alignement des fibres sur ce dernier. Si cela avait été le cas, les structures auraient pu être caractérisées en feuilles et ensuite différentes géométries et agencements (diamètre interne, ordre d'empilement, épaisseur de chacun des plis) auraient pu être testés par EF afin d'optimiser les propriétés finales de différentes prothèses. Bien que ce n'ait pas été vérifié dans le projet, il est important de rappeler que la constance des propriétés mécaniques des fibres alignées selon l'angle de déposition sur le mandrin n'est pas assurée (Arras *et al.*, 2012; Dong, 2009).

Par la suite, des essais expérimentaux de compliance ont été effectués afin de valider le modèle analytique et le modèle EF monocouche. Bien que les valeurs de compliance obtenues par les trois méthodes (modèle analytique, EF et expérimentale) pour une prothèse en ePET aléatoire soient proches (autour de 0.005 % / mmHg), il existe une différence notable entre les données expérimentales (où la compliance diminue de façon notable lorsque la gamme de pression

testée augmente) et la simulation numérique linéaire (où la compliance ne diminue que très faiblement). Cette diminution s'explique mathématiquement : elle est causée par le diamètre interne à la pression la plus basse D_i , qui augmente avec l'étendue de pression (70-90, 80-120 et 110-150), tandis que la variation de rayon ΔD_i reste constante tant que la variation de pression ΔP est de 40 mmHg.

$$C = \frac{\Delta D_i}{D_i * \Delta P} * 100 \quad (5.1)$$

Les résultats rejoignent tout de même la valeur expérimentale au plateau de pression de 80-120 mmHg.

Il est difficile d'expliquer cette évolution de la compliance observée expérimentalement. Une diminution de la compliance est plutôt désirable, puisque ce type d'évolution est aussi présent dans le tissu artériel, ce qui s'explique par le comportement hyperélastique des artères. Par contre, le ePET testé en tension uniaxiale ne se comporte pas de façon hyperélastique, mais plutôt plastique. Il se peut que le comportement en chargement biaxial soit drastiquement différent de celui en contrainte uniaxiale, mais cela est peu vraisemblable et devrait être testé.

L'ajout de la plasticité n'a pas été utile en ce qui concerne la simulation du ePET. Par contre, avec un matériau au module d'élasticité plus faible ou encore plus facile à manipuler à faible épaisseur, cette technique sera très certainement nécessaire afin de simuler comme il se doit un comportement plastique.

5.2 Conception monocouche

La caractérisation mécanique ainsi que l'utilisation du modèle analytique ont permis de remplir le premier sous-objectif, soit de déterminer si les propriétés mécaniques des structures de ePET développés pour l'adhésion et l'infiltration cellulaire admettent l'obtention des valeurs cibles.

Malheureusement, leurs propriétés mécaniques ne leur permettent pas d'atteindre ces deux valeurs cibles, soit une compliance de 0,0725 %/mmHg (Shaw *et al.*, 2002) ou de 0,255 %/mmHg (Stefanadis *et al.*, 1995) pour les petits et les grands vaisseaux respectivement, ainsi qu'une

pression à la rupture de 2031 mmHg (L'Heureux *et al.*, 2006). La compliance du ePET aléatoire s'avère bien plus faible que la compliance des vaisseaux sanguins (0,0047 %/mmHg) et même inférieure à celle des prothèses actuelles de PET tissé (0,018 %/mmHg) et de ePTFE (0,012 %/mmHg).

Diminuer l'épaisseur du ePET permet d'augmenter la compliance de la structure, mais au détriment de la pression à la rupture. Ainsi, le ratio entre la contrainte ultime et le module d'élasticité (entre 0,028 et 0,07 selon la structure et sa direction) est beaucoup trop faible par rapport aux valeurs désirées (autour de 1,42 pour une prothèse de petit diamètre et de 4,99 pour une prothèse de grand diamètre).

Une revue de littérature a été effectuée pour chercher des matériaux électrofilés permettant d'atteindre ces ratios (*Voir le tableau entier à l'ANNEXE II*). Dans ce tableau, certains matériaux semblent très intéressants et sont détaillés ci-après. Ainsi, le polycaprolactone (PCL), lorsqu'il est mélangé à du collagène de type 1 à proportion égale en poids, obtient des propriétés intéressantes (Lee *et al.*, 2008). Avec un module d'élasticité de $2,7 \pm 1,2$ MPa et une contrainte ultime de $4,0 \pm 0,4$ MPa, le rapport entre les propriétés mécanique est de 1,48. Ce rapport est tout indiqué pour une prothèse de petit diamètre. De plus, le comportement obtenu est linéaire. Dans la configuration utilisée par les auteurs, la pression à la rupture atteint une valeur impressionnante de 4915 ± 155 mmHg.

De la même façon, le polyuréthane (PU) électrofilé est aussi un bon candidat. Pur, il obtient des rapports très variés, entre 1,91 (Wang *et al.*, 2012a) et 8,25 (Cha *et al.*, 2006). De plus, créer un mélange permet de jouer sur les propriétés finales du tissu. Avec du polysulfone (PSU), dans une proportion de 20/80 PSU/PU, le rapport obtenu est de 2,93. Dans un mélange 30/70 de polyéthylène glycol (PEG)/PU, le rapport est de 2,11 ou 3,5 (Wang *et al.*, 2012a). De plus, utiliser le PCL comme constituant est une option très avantageuse. Dans un mélange à 10 % de PCL, le rapport obtenu est de 4,36 (Guo *et al.*, 2015), ce qui est très près de la valeur nécessaire pour la prothèse de grande dimension. Finalement, avec 30 % de poly (ethylene glycol) monométhyl éther de méthacrylate (PEGMA), le rapport atteint une valeur impressionnante de

9,49 (Wang *et al.*, 2012b). Dans la majorité des articles mentionnés, le PU et les mélanges en contenant ont un comportement en tension linéaire.

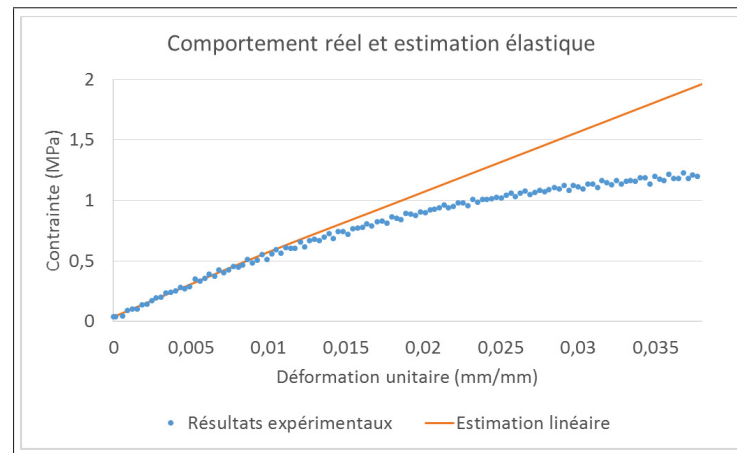


Figure 5.1 Erreur dans la contrainte pouvant être causée par une estimation linéaire.

Par contre, un comportement linéaire ne correspond pas à la réalité de tous les matériaux (figure 5.1), et ce surtout jusqu'à des pressions de 2031 mmHg. Pour les matériaux plastiques comme le ePET, lorsque l'écoulement est atteint le module diminue. Ceci peut mener à une sous-estimation de la déformation à la rupture par le modèle analytique. Le ratio utilisé comme guide est donc supérieur à la valeur qui vraisemblablement sera obtenue par essai expérimental. Un matériau au comportement hyperélastique suivra lui aussi une courbe différente de ce que le modèle analytique prévoit. Pour cette raison, les résultats de ce modèle linéaire sont des estimations.

Autrement, afin d'assurer que l'écoulement (et les déformations permanentes qui s'ensuivent) n'est pas atteint de façon précoce, une analyse plus centrée sur le domaine élastique des matériaux et sur les pressions sanguines peut être effectuée avec les mêmes calculs. En tenant compte d'une pression de 200 mmHg en hypertension, ce qui est bien supérieur au seuil de 140 mmHg (Canada, 2013) (Agence de la Santé Publique du Canada, 2013, en ligne) au lieu de la pression à la rupture de 2031 mmHg, il est possible de réduire les rapports de contrainte sur le module et de les diviser par 10. En visant une contrainte à l'écoulement plutôt qu'une

contrainte ultime, le comportement élastique du matériau est assuré dans l'étendue des pressions pouvant être appliquée au quotidien dans la prothèse. L'analyse devient de ce fait plus réaliste pour une plus grande étendue de matériaux, puisqu'elle ne considère pas un comportement linéaire jusqu'à la rupture. Par contre, elle ne tient plus compte de la deuxième valeur cible, soit la pression à la rupture. Quoi qu'il en soit, la diminution des rapports permet de trouver plus de matériaux prometteurs et offre une ligne directrice plus réalisable.

5.3 Conception multicouche

Afin de répondre au second sous-objectif, qui consiste à déterminer si un ensemble multicouche peut aider à atteindre les valeurs cibles, le modèle d'analyse par EF a été utilisé. En plus de permettre l'intégration de divers types cellulaires (voir la section 1.4.4 de la revue de littérature), l'utilisation du multicouche peut permettre d'obtenir de très bonnes propriétés mécaniques. Par exemple, un empilement combinant des fibres alignées d'acide polylactique (PLA) et des fibres aléatoires d'un mélange de PCL et de PLA (Shalumon *et al.*, 2011) a obtenu des propriétés très intéressantes, avec un rapport σ_{max}/E pour l'ensemble de la structure atteignant entre 15 et 22, selon le nombre de couches la composant.

Dans le cas présent, l'analyse du multicouche a permis de démontrer que le choix de l'empilement, notamment avec et sans une couche de type « adventice », change radicalement l'influence de l'angle des couches dans la media. Cependant, lorsque le ePET est simulé, les valeurs cibles de compliance ou de pression à la rupture peuvent être atteintes l'une à la fois, jamais les deux en même temps. L'adventice, par exemple, permet d'obtenir une pression à la rupture beaucoup plus élevée. Par contre, ce gain se fait au détriment de la compliance qui diminue aussi beaucoup. Cette dernière atteint une valeur maximale de 0,0012 mmHg (page 94, section 4.4.2), soit 10 fois inférieure à celles trouvées dans la littérature pour les prothèses de Dacron ® et de ePTFE (Voir ANNEXE I). Le ePET ne convient donc pas pour la fabrication d'une prothèse, même dans une conception multicouche. De plus, l'analyse tient compte d'un tissu isotrope à l'intima. Plusieurs études (Sankaran *et al.*, 2014; Whited et Rylander, 2014; Ma, 2005) mentionnent que l'adhésion des cellules endothéliales est augmentée lorsque

la structure qui les supporte est composée de fibres alignées dans la direction du flot sanguin. Le développement de fibres alignées dont la porosité et le diamètre de fibre est adapté aux CE est donc nécessaire pour améliorer le concept de prothèse vasculaire multicouche. Par contre, l'analyse a permis de démontrer que la modification des couches et de leur angle a une influence sur les valeurs de compliance et de pression à la rupture de la prothèse analysée. Il est possible d'optimiser les propriétés mécaniques de l'ensemble de la structure.

5.4 Propriétés intrinsèques et géométriques

L'analyse de l'influence sur la compliance des différentes propriétés intrinsèques de matériaux au comportement isotrope ou anisotrope a permis d'observer l'importance de ceux-ci dans la conception de la prothèse.

Les propriétés ayant peu ou pas d'influence sont le coefficient de Poisson du matériau isotrope, ainsi que les coefficients de Poisson et modules de cisaillement G_{13} et G_{23} du matériau isotrope transverse.

Dans chacun des cas, le module d'élasticité est le paramètre ayant le plus d'influence sur la compliance obtenue, ce qui s'explique aisément par l'équation 1.8 simplifiée (modèle coque en 2D (section 1.5.2) qui présente la relation inverse entre la compliance et le module d'élasticité pour une géométrie fixe. Pour un matériau isotrope transverse, c'est aussi le paramètre modifiant le plus le critère de défaillance obtenu.

Les paramètres géométriques, soient l'épaisseur des couches et l'angle des fibres, sont tous deux très importants et influencent grandement les résultats en compliance et en pression à la rupture.

5.5 Limites du projet

Le projet comporte certaines limites. La principale est l'utilisation de modèles linéaires (analytique et EF), dont les limites ont été expliquées ci-dessus. De plus, le modèle ne tient pas

compte de l'onde pulsatile présente dans l'artère au moment du battement cardiaque. Cette onde et le passage du flot sanguin sont bien différents d'une pression uniforme appliquée sur la longueur de la prothèse. Ensuite, la caractérisation et la définition des matériaux ne tiennent pas compte de leurs propriétés réelles dans l'épaisseur. Cette simplification peut être une cause d'erreur non négligeable dans le cas d'une paroi d'épaisseur importante, et ce surtout puisque cette dernière est en compression. Enfin, puisque le banc d'essai pour la pression à la rupture n'a pas été mis sur pied, il est impossible de se prononcer sur la validité des résultats obtenus par simulation concernant cette valeur cible.

CHAPITRE 6

RECOMMANDATIONS

Ce projet a permis d'observer une grande variabilité des propriétés mécaniques des structures électrofilées, malgré des conditions expérimentales fixes, et des différences causées par le choix du mandrin utilisé comme contre-électrode. Ceci complique l'optimisation de leur agencement afin d'obtenir les propriétés idéales. Cependant, il va sans dire que l'électrofilage est une solution aux problèmes actuels dans les prothèses vasculaires. Donc, afin de permettre l'optimisation et la conception par EF, il serait intéressant d'adapter les méthodes de fabrications afin que les propriétés mécaniques des structures électrofilées soient connues peu importe l'angle des fibres ou le diamètre du mandrin utilisé. L'optimisation par EF serait alors un outil guidant de façon encore plus efficace la conception et évitant des heures en laboratoire.

De plus, il serait intéressant de transférer les avancées effectuées par l'équipe au niveau de la texture des structures électrofilées à un matériau différent du PET dont les propriétés mécaniques sont plus adaptées à l'application dont il est question ici. L'un des matériaux prometteur est le polyuréthane électrofilé. En plus de démontrer des ratios de σ/E intéressants, ce dernier est déjà utilisé dans une prothèse commercialisée, l'AvfloTM. Le polycarbonate uréthane utilisé dans cette prothèse est certifié CE, ce qui est encourageant pour la commercialisation d'un produit utilisant le même type de polymère.

Finalement, afin de mieux caractériser le comportement en déformation des structures électrofilées, il est suggéré d'observer les échantillons sous traction avec une caméra. Cette technique, utilisée dans l'étude de Silberstein (Silberstein *et al.*, 2012), permettrait de suivre la déformation transversale des échantillons tout au long du test et d'avoir le coefficient de Poisson réel. De plus, son utilisation remplacerait la jauge de déformation dans les essais de cisaillement sur les fibres alignées.

CONCLUSION

L'objectif de ce projet consistait à déterminer si les structures de ePET, développées préalablement par notre équipe afin de favoriser la formation d'une monocouche de CE dans un cas, et la pénétration des CML de l'autre, pouvaient reproduire le comportement mécanique d'une artère dans une conception tubulaire monocouche ou multicouche. De plus, il consistait à déterminer les paramètres intrinsèques d'importance afin de guider le développement de structures électrofilées.

L'une des difficultés de ce projet a consisté à établir les valeurs cibles de compliance. La littérature comporte plusieurs études révélant la compliance de vaisseaux, mais la méthodologie varie grandement d'un article à l'autre. Il était donc primordial de porter attention aux conditions des mesures (*in vivo* vs *in vitro*, pressions, diamètre mesuré) ainsi que sur la formule utilisée pour calculer la compliance.

Ensuite, afin de remplir les objectifs du projet, des structures en PET électrofilées ont été caractérisées mécaniquement et un modèle analytique et un modèle EF ont été utilisés afin de prévoir les résultats en compliance et en pression à la rupture de plusieurs conceptions et de matériaux différents. De plus, des essais de compliance sur des structures tubulaires ont été réalisées pour valider ces modèles.

La caractérisation mécanique des structures électrofilées a montré que leurs propriétés mécaniques sont plus ou moins constantes d'une feuille de ePET à l'autre et changent drastiquement selon le diamètre de mandrin utilisé pour les fabriquer. Cependant, pour toute l'étendue des valeurs obtenues, le modèle analytique a permis de démontrer que le rapport entre la contrainte ultime σ_{ult} et le module d'élasticité E ne permet pas d'atteindre à la fois la valeur cible en compliance et celle en pression à la rupture. Elles sont même, dans les conceptions devant atteindre la pression à la rupture désirée, moins compliantes que les prothèses disponibles sur le marché. Du point de vue de la compliance, il ne semble donc pas judicieux d'utiliser le PET pour concevoir une prothèse vasculaire en matériau électrofilé. Ensuite, le modèle d'analyse par EF a révélé qu'il est bien possible de changer les propriétés finales d'un ensemble multicouche

en modifiant ses paramètres géométriques, soient l'angle des fibres, l'épaisseur des couches et l'ajout d'une couche jouant le rôle de l'adventice. Par contre, les conceptions testées sont loin d'atteindre les valeurs cibles espérées lorsque du ePET est utilisé.

Le modèle analytique a par contre permis de définir des valeurs cibles du ratio σ_{ult}/E permettant le choix ou le développement d'un matériau pour la conception d'une prothèse vasculaire. Ces données ont cependant été déterminées à l'aide d'un modèle linéaire alors que le comportement réel d'une artère est loin de l'être (Bergel, 1961). Pour pouvoir reproduire le comportement de l'artère sur une gamme plus large de pressions, il est préférable de reproduire ce comportement en « J » observable lors des essais en tension uniaxiale de paroi artérielle.

ANNEXE I

VALEURS DE COMPLIANCE POUR DIFFÉRENTS VAISSEAUX ET MATÉRIAUX

Tableau-A I-1 Valeurs de compliance depuis la littérature

Source --- Source de la source	Journal (Impact factor)	Compliance (%/mmHg)	Diamètre utilisé
--- Aorte ---			
Peter Studinger_2000	Ultrasound Med Biol (2,455)	0,195	---
Groenink, M., et al. _1999	Cardiovasc Res (5,94)	0,25	Diamètre moyen
B. Sonesson_1993	Eur J Vasc Endovasc (2,82)	0,2563	---
E D Lehmann_1992	Med Eng Phys (1,779)	0,25	Interne
A A Laogunt 1982	Clin Phys Physiol Meas (1,496)	0,23	Interne
C.A.J. Schulze-Bauer_2003	Journal of Biomechanics (2,716)	0,1923	Interne
Stefanadis C et al_1995	Circulation(15,202)	0,2546	Interne
--- Carotide ---			
Schmidt-Trucksäss_1998	Ultrasound Med Biol (2,455)	0,223	Interne
Peter Studinger_2000	Ultrasound Med Biol (2,455)	0,215	---
Jayaraj Joseph_2011	Conférence IEEE	0,322	Interne
Ashish Kumar Sahani_2012	Conférence IEEE	0,195	Diamètre moyen
Jayaraj Joseph_2011	Conférence IEEE	0,246	Interne
--- Artères ---			
NR Tai_2002	Brit J Surg (4,839)	0,0800	---
Henryk J. Salacinski_2001 --- Schmitz-Rixen_1993	J Biomater Appl (2,640)	0,0400	---
Henryk J. Salacinski_2001 --- Schmitz-Rixen_1993	J Biomater Appl (2,640)	0,0513	---
Chandran_1992 --- Abbott 1978	Med Biol Eng Comput (1,790)	0,0781	Interne
A A Laogunt 1982	Clin Phys Physiol Meas (1,496)	0,06 à 0,1	Interne
S. E. Greenwald and C. L. Berry_2000 --- Walden 1980	J Pathol (7,585)	0,06	Externe
S. Sarkar et al, 2006 --- Walden	Eur J Vasc Endovasc (2,82)	0,059	Externe
Shaw J A_2002	J Am Coll Cardiol (14,086)	0,0725	Interne
Mozersky 1972	Circulation(15,202)	0,059	Externe
--- Veine ---			
NR Tai_2002	Brit J Surg (4,839)	0,0500	---
Henryk J. Salacinski_2001 --- Dardik, H._1978	J Biomater Appl (2,640)	0,0440	Externe
Chandran_1992 --- Abbott 1978	Med Biol Eng Comput (1,790)	0,0311	Interne
Walden 1980	Arch Surg (4,1)	0,0440	Externe
Walden 1980	Arch Surg (4,1)	0,0370	Externe
--- PET tissé (Dacron) ---			
Moreno et al_2011	J Biomed Mater Res (2,834)	0,0110	Externe
NR Tai_2002	Brit J Surg (4,839)	0,0180	---
Henryk J. Salacinski_2001	J Biomater Appl (2,640)	0,0190	Externe
Chandran_1992 --- Abbott 1978	Med Biol Eng Comput (1,790)	0,0187	Interne
Hasting, Garth W_1992 --- Baird 1977	Monographie	0,017	Interne
Hasting, Garth W_1992 --- Walden 1980	Monographie	0,019	Externe
--- ePTFE ---			
Sang-Hoon Kim_2013	Macromol Res (1,639)	0,0210	Interne
Moreno et al_2011	J Biomed Mater Res (2,834)	0,0026	Externe
NR Tai_2002	Brit J Surg (4,839)	0,0120	---
Hanel KC, 1982	Ann Surg (6,329)	0,012	Externe
Hanel KC, 1982	Ann Surg (6,329)	0,012	Externe
Walden 1980	Arch Surg (4,1)	0,015	Externe

* --- = Le diamètre utilisé n'est pas spécifié dans le texte

Abbott n'a pas été lu

Résumé des moyennes et des valeurs cibles (Diamètres internes seulement)					
Artère	n	Moyenne (%/mmHg)	Écart-type	Valeur choisie	Source
Aorte	4	0,232	0,028	0,255	Stefanadis C et al_1995
Carotide	3	0,264	0,052	0,223	Schmidt-Trucksäss_1998
Artères	2	0,075	0,0040	0,0725	Shaw J A_2002
Veine	1	0,031	---	---	Chandran 1992

ANNEXE II

DIFFÉRENTS MATÉRIAUX SYNTHÉTIQUES UTILISÉS DANS LA LITTÉRATURE POUR L'ÉLECTROFILAGE DE PROTHÈSES VASCULAIRES

Tableau-A II-1 Tableau des matériaux 1

Polymère	Module E (MPa)	Tension ultime σ_{ult} (MPa)	Ratio σ_{ult}/E	Source	Facteur d'impact
PLGA électrofilé dans la gelatine	~16	11,85	0,74	Meng, Z. et al, 2012	3,554
		Écoulement ~8-10	~ 0,63		
Alginate/gelatine PLGA (PLGA trempé)	~16	12,25	~ 0,77		
		Écoulement ~8-10	~ 0,63		
PLGA pur	~16	3,26	~ 0,20		
PLGA après gonflement puis dégonflement	~16	10,08	~0,63		
		Écoulement ~8-10	~ 0,63		
PLGA différents types	65,68 à 130,73	1,78 à 5,71	0,03 à 0,04	Shin, H. J. et al, 2006	1,7
PU	1,2	2,3	1,92	Wang, H. et al, 2012	2,404
PU pre-wet 1h	1,4	1,95	1,39		
PU/PEG 70/30	4,25	9	2,12		
PU/PEG 70/30 pre-wet 1h	2	7	3,50		
PU/PEG 50/50	3,2	3	0,94		
PU/PEG 50/50 pre-wet 1h	2,5	2	0,80		
PU/PEGMA 70/30	1,16	11,01	9,49	Wang, H. et al, 2012	1,169
Poly(butylenes succinate) (PBSU)	7,67	2,06	0,27	Zhao, L. et al, 2009	---
PLGA	481,8	14,31	0,03		
poly(L-lactide-co-ε-caprolactone) [P(LLA-CL)] (75:25)	156	5	0,03	Xu, C. et al, 2004	4,065
Poly(Lacticco-Glycolic Acid) / Poly(Isoprene) (PLGA/IR) 100/0	891,2	79,98	0,09	Marques, D. R. 2013	---
(PLGA/IR) 60/40	137,79	7,64	0,06		

Tableau-A II-2 Tableau des matériaux 2

Polymère	Module E (MPa)	Tension ultime σ_{ult} (MPa)	Ratio σ_{ult}/E	Source	Facteur d'impact
PLCL (1 mm épaisseur)	Longitudinal: 0,6	2,5	4,17	Kim, S.-H. et al, 2013	1,639
	Circonférentiel : 0,7	3,3	4,71		
PLCL (1,5 mm épaisseur)	Longitudinal: 0,7	2,5	3,57		
	Circonférentiel : 1	4,5	4,50		
ePTFE non électrofilé	Longitudinal: 48	15,63	0,33		
	Circonférentiel : 24	8,68	0,36		
PCL	7,5	5,1	0,68	Lee, S.J. et al, 2008	7,604
PCL - Écoulement		1,5	0,20		
PCL / collagène	2,7	4	1,48		
PCL/collagène - écoulement		4			
Poly caprolactone (PCL)	1	1,5	1,50	Aghdam R.M. et al, 2012	1,395
Polyglycolic Acid (PGA)	19	8	0,42		
PCL PGA 50/50	15	6	0,40		
PCL contrôle	3,3	1,29	0,39	Johnson, J. et al, 2009	1,7
PCL immergé 28 jours	1,1 à 2,4	0,43 à 1,06	0,39 à 0,44		
PCL	3,33	4	1,20	Yan, D. et al, 2013	2,834
Polyvinyl Alcohol (PVA)	45,7	13,5	0,30	Gu, M. et al, 2011	0,912
Polyurethane (PU)	21,4	7,2	0,34		
PVA/PU (%=?)	32,5	10,8	0,33		
poly-(lactide-co-glycolite) acid (PLGA)	1,25	0,25	0,20	Jeong, S. I. et al, 2007	7,604
Collagen/PLGA sec	2,88	0,49	0,17		
Collagen/PLGA humide	0,34	0,14	0,41		
PU électrofilé	7,2	9	1,25	Lee, Y. et al, 2012	2,019
Polyfluorure de vinylidène (PVDF) non tissé	23,4	4,4	0,19	Nakashima, R. et al, 2013	1,635
PLGA	1,99	1,21	0,61	Liu, H. et al, 2012	1,395
PLGA/PLA 50/50	2,75	1,33	0,48		
PLA	4,95	1,89	0,38		

Tableau-A II-3 Tableau des matériaux 3

Polymère	Module E (MPa)	Tension ultime σ_{ult} (MPa)	Ratio σ_{ult}/E	Source	Facteur d'impact
Multilayer PLA/PCL-PLA	0,5 à 0,7	11 à 12	17,14 à 22	Shalumon, K.T. et al, 2011	5,256
PU	5,85	5,77	0,99	He, W. et al, 2013	1,68
PCL	0,05	Écoulement : 0,00547	0,11	Vosáhló, J. et al, 2015	---
PU/PCL (10% PCL)	13,75 ± 1,25	60 ± 8,01	4,36	Guo, F et al, 2015	6,626
PCL	2,39 ± 0,03	7,35 ± 0,17	3,08	Wang, F. et al, 2014	1,091
PCL\PET composite	2,24 ± 0,04	10,37 ± 1,00	4,63		
poly(vinylidene fluoride-co-hexafluoropropylene) PVDF-HFP Solvant cast	1,15 ± 0,07	5 ± 0,2	4,35	Ahmed, F. et al, 2014	1,357
poly(vinylidene fluoride-co-hexafluoropropylene) PVDF-HFP électrofilé	0,16 ± 0,01	4,53 ± 0,3	28,31		
Carbothane PCU	7,1 ± 0,4	33,9 ± 4,7	4,77	Nezarati, R. M. et al, 2015	2,759
Chronoflex PCU	19,8 ± 0,9	58,8 ± 5,8	2,97		
Dacron®, type non spécifié	14000	170-180	0,013	Salacinsky, H. J. et al, 2001	2,197
ePTFE, type non spécifié	500	14	0,028		
Dacron® Tissé ou cousu Direction longitudinale	0,7	---	---	Venkatraman, S. et al, 2008*	26,932
Dacron® Tissé ou cousu Direction circonférentielle	12	---	---		
ePTFE	3 à 6	---	---		

* Depuis: Lee J. M. , Wilson G. J., 1986. Anisotropic tensile viscoelastic properties of vascular graft materials at low strain rates. Biomaterials, 7. 423 – 31. Facteur d'impact=8,557. Cet article n'a pas été lu.

ANNEXE III

CALCULS ANALYTIQUES

Cette analyse a été effectuée grâce aux formules analytiques de contrainte et de déformation dans un cylindre (Bazergui, 2002 p.393). Bien que ces formules soient pour les cylindres à paroi épaisse, ils sont aussi adaptés aux cylindres minces. Les formules ont été utilisées dans un script Matlab (Voir ANNEXE IV). Une liste de modules d'élasticité est donnée au script, puis les résultats nécessaires pour l'analyse sont calculés.

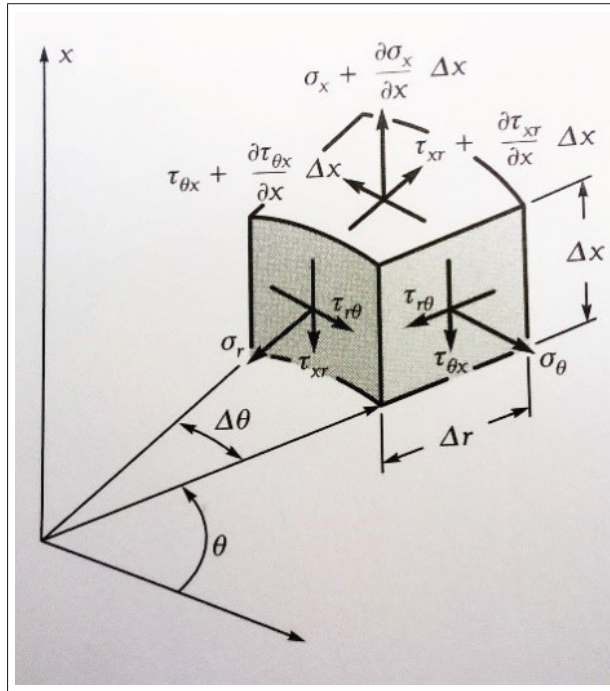


Figure-A III-1 Coordonnées polaires et variables impliquées.

Tirée de Bazergui *et al.* (2002) p.194.

L'analyse est effectuée en coordonnées polaires (figure III-1). Six équations d'équilibre gouvernent les formules de contraintes et de déformations dans ce type de coordonnées (Bazergui *et al.*, 2002, p. 296) :

$$\tau_{r\theta} = \tau_{\theta r} \quad (\text{A III-1})$$

$$\tau_{z\theta} = \tau_{\theta z} \quad (\text{A III-2})$$

$$\tau_{rz} = \tau_{zr} \quad (\text{A III-3})$$

$$\frac{\partial \sigma_r}{\partial r} + \frac{1}{r} * \frac{\partial \tau_{r\theta}}{\partial \theta} + \frac{\partial \tau_{r\theta}}{\partial z} + \frac{\sigma_r - \sigma_\theta}{r} + F_r = 0 \quad (\text{A III-4})$$

$$\frac{\partial \tau_{r\theta}}{\partial r} + \frac{1}{r} * \frac{\partial \sigma_\theta}{\partial \theta} + \frac{\partial \tau_{r\theta}}{\partial z} + 2 * \frac{\tau_{r\theta}}{r} + F_\theta = 0 \quad (\text{A III-5})$$

$$\frac{\partial \tau_{r\theta}}{\partial r} + \frac{1}{r} * \frac{\partial \tau_{r\theta}}{\partial \theta} + \frac{\partial \sigma_z}{\partial z} + \frac{\tau_{r\theta}}{r} + F_z = 0 \quad (\text{A III-6})$$

Où r , θ et z sont les directions des axes des coordonnées cylindriques, τ et σ les contraintes en cisaillement et perpendiculaires et F_i les forces massiques. De plus, il est nécessaire d'utiliser les relations entre les déformations et les déplacements particulières aux coordonnées cylindriques. Les différentes variables présentes dans les formules sont illustrées dans la figure III-2.

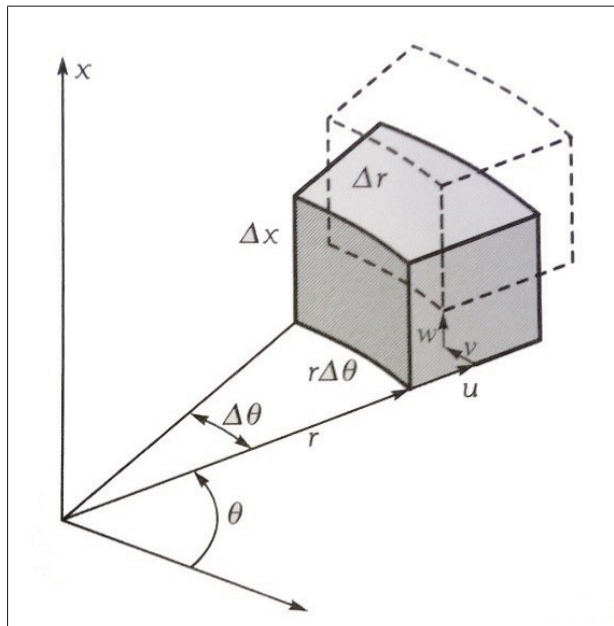


Figure-A III-2 Déplacements et variables impliquées.

Tirée de Bazergui *et al.* (2002) p.213.

$$\varepsilon_r = \frac{\partial u}{\partial r} \quad (\text{A III-7})$$

$$\varepsilon_\theta = \frac{1}{r} * \frac{\partial v}{\partial \theta} + \frac{u}{r} \quad (\text{A III-8})$$

$$\varepsilon_z = \frac{\partial w}{\partial z} \quad (\text{A III-9})$$

$$\gamma_{r\theta} = \frac{\partial v}{\partial r} + \frac{1}{r} * \frac{\partial u}{\partial \theta} - \frac{v}{r} \quad (\text{A III-10})$$

$$\gamma_{\theta z} = \frac{1}{r} * \frac{\partial w}{\partial \theta} + \frac{\partial v}{\partial z} \quad (\text{A III-11})$$

$$\gamma_{rz} = \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial r} \quad (\text{A III-12})$$

Où u , v et w sont les déplacements dans les directions principales du système cylindrique r , θ et z et où γ_{ij} et ε_i sont respectivement la déformation de cisaillement et perpendiculaire. En prenant compte d'un système où tout est symétrique par rapport à l'axe des z (axisymétrique), la contrainte circonférentielle ne change pas selon la position sur la circonférence. Ensuite, aucun cisaillement n'est appliqué, et ce peu importe la direction. De plus, aucune force de volume n'est tenue en considération dans l'analyse. Finalement, la contrainte longitudinale causée par l'immobilisation des extrémités du cylindre est constante sur la totalité de la longueur du cylindre. Ces faits permettent de retirer des équations les éléments inutiles. L'équation résultante est la suivante :

$$\frac{\partial \sigma_r}{\partial r} + \frac{\sigma_r - \sigma_\theta}{r} = 0 \quad (\text{A III-13})$$

$$\varepsilon_r = \frac{\partial u}{\partial r} \quad (\text{A III-14})$$

$$\varepsilon_\theta = \frac{u}{r} \quad (\text{A III-15})$$

De plus, comme l'analyse est effectuée sur un matériau élastique, il est possible de calculer les contraintes de la façon qui suit :

$$\sigma_r = \frac{E}{1-\nu^2} * (\varepsilon_r + \nu \varepsilon_\theta) \quad (\text{A III-16})$$

$$\sigma_\theta = \frac{E}{1-\nu^2} * (\varepsilon_\theta + \nu \varepsilon_r) \quad (\text{A III-17})$$

$$\sigma_z = \nu * (\sigma_r + \sigma_\theta) \quad (\text{A III-18})$$

Où E est le module d'élasticité et ν le coefficient de Poisson. Avec les équations précédentes, il est possible de faire ressortir la formule suivante :

$$\frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{1}{r} * \frac{\partial u}{\partial r} - \frac{u}{r^2} = 0 \quad (\text{A III-19})$$

Puisque la variable d'intérêt est u (le déplacement radial), elle doit être isolée. Il est possible d'y ajouter des constantes d'intégration (C1 et C2), pour ensuite la combiner avec les équations précédentes radiales et circonférentielles afin d'obtenir les formules correspondantes aux contraintes.

$$u = C_1 * r + \frac{C_2}{r} \quad (\text{A III-20})$$

$$\sigma_r = \frac{E}{1-\nu^2} * \left(C_1 * (1+\nu) - C_2 * \frac{1-\nu}{r^2} \right) \quad (\text{A III-21})$$

$$\sigma_\theta = \frac{E}{1-\nu^2} * \left(C_1 * (1+\nu) + C_2 * \frac{1-\nu}{r^2} \right) \quad (\text{A III-22})$$

Les contraintes sont connues aux parois intérieures et extérieures (identifiées par leurs rayons respectifs « R_i » et « R_e » sur la figure III-3).

À ces parois, les pressions appliquées correspondent aux contraintes radiales. En considérant un cylindre étant pressurisé depuis l'extérieur (pression externe = p_e) et de l'intérieur (pression interne = p_i), les valeurs des constantes d'intégration sont égales à :

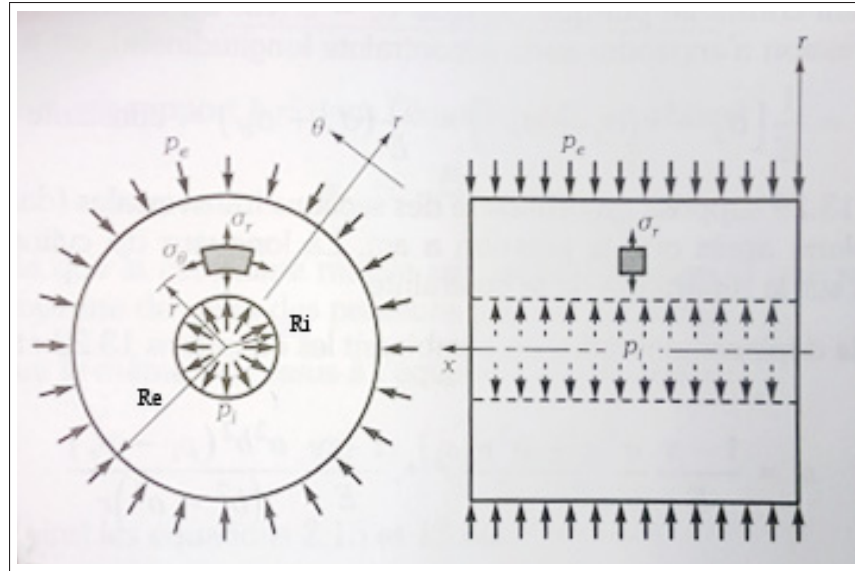


Figure-A III-3 Application des pressions sur un cylindre.
Reproduite et adaptée avec l'autorisation de Bazergui *et al.*
(2002) p.393.

$$C_1 = \frac{1-\nu}{E} * \frac{R_i^2 * p_i - R_e^2 * p_e}{R_e^2 - R_i^2} \quad (\text{A III-23})$$

$$C_2 = \frac{1+\nu}{E} * \frac{R_i^2 * R_e^2 * (p_i - p_e)}{R_e^2 - R_i^2} \quad (\text{A III-24})$$

Il est ensuite possible de joindre ces formules à celles des contraintes.

$$\sigma_r = \frac{R_i^2 * p_i - R_e^2 * p_e}{R_e^2 - R_i^2} - \frac{R_i^2 * R_e^2 * (p_i - p_e)}{r^2 * (R_e^2 - R_i^2)} \quad (\text{A III-25})$$

$$\sigma_\theta = \frac{R_i^2 * p_i - R_e^2 * p_e}{R_e^2 - R_i^2} + \frac{R_i^2 * R_e^2 * (p_i - p_e)}{r^2 * (R_e^2 - R_i^2)} \quad (\text{A III-26})$$

$$\sigma_z = 2 * \nu * \frac{R_i^2 * p_i - R_e^2 * p_e}{R_e^2 - R_i^2} \quad (\text{A III-27})$$

Le déplacement obtenu peut être calculé grâce à la formule suivante :

$$u = \frac{1-\nu}{E} * \frac{R_i^2 * p_i - R_e^2 * p_e}{R_e^2 - R_i^2} * r + \frac{1+\nu}{E} * \frac{R_i^2 * R_e^2 * (p_i - p_e)}{r^2 * (R_e^2 - R_i^2) * r} \quad (\text{A III-28})$$

Le cisaillement maximal obtenu est de :

$$\tau_{max} = \frac{\sigma_\theta - \sigma_r}{2} = \frac{R_i^2 * R_e^2 * (p_i - p_e)}{(R_e^2 - R_i^2) * r^2} \quad (\text{A III-29})$$

Finalement, puisque dans le cas présent la pression externe est nulle, les formules d'intérêt deviennent :

$$\sigma_r = \frac{R_i^2 * p_i}{R_e^2 - R_i^2} * \left(1 - \frac{R_e^2}{r^2}\right) \quad (\text{A III-30})$$

$$\sigma_\theta = \frac{R_i^2 * p_i}{R_e^2 - R_i^2} * \left(1 + \frac{R_e^2}{r^2}\right) \quad (\text{A III-31})$$

$$\sigma_z = 2 * \nu * \frac{R_i^2 * p_i}{R_e^2 - R_i^2} \quad (\text{A III-32})$$

$$\tau_{max} = \frac{R_i^2 * R_e^2 * p_i}{(R_e^2 - R_i^2) * r^2} \quad (\text{A III-33})$$

$$u = \frac{R_i^2 * p_i * r}{E * (R_e^2 - R_i^2)} * \left((1-\nu) + (1+\nu) * \frac{R_e^2}{r^2} \right) \quad (\text{A III-34})$$

1. Contribution de la force longitudinale causée par la fixation des extrémités

Les calculs effectués précédemment s'appliquent aussi à un cylindre en état plan de contrainte. Par contre, dans le cas particulier où les extrémités d'un cylindre pressurisé sont immobilisées dans le sens de la longueur, le système entre en état plan de déformation. Ce changement de conditions frontières n'a aucune influence sur les contraintes radiales et circonférentielles présentes dans le cylindre. Par contre, puisque la déformation longitudinale est maintenant nulle, la contrainte ne l'est plus. La résultante de cette condition frontière est la même que si le cylindre était mis en tension. Les déformations normales à cette contrainte sont alors calculées

comme dans un essai de traction uniaxiale.

$$\varepsilon_r = -\frac{\nu * \sigma_z}{E} \quad (\text{A III-35})$$

Le déplacement radial est finalement obtenu de cette façon :

$$u = \varepsilon_r * r \quad (\text{A III-36})$$

Cette déformation doit être ajoutée à celle causée par la pression à l'intérieur du cylindre. Elle sera de valeur négative, et viendra donc diminuer la dilatation du cylindre.

2. Calcul de la compliance

Une fois la dilatation du cylindre obtenue depuis le calcul de la déformation radiale, la compliance sera calculée de la façon qui suit :

$$C = \frac{u}{R_i * p_i} * 100 \quad (\text{A III-37})$$

Cette compliance peut ensuite être comparée à la compliance cible. Dans le calcul de la déformation radiale, comme dans celui de la compliance, la pression appliquée est de 40 mmHg. Puisque l'analyse est linéaire, ceci correspond à la variation de pression d'intérêt (80 à 120 mmHg).

3. Calcul de la contrainte ultime

Une fois que la compliance est calculée, la contrainte à une pression de 2031 mmHg (valeur cible, à la page 17) est calculée pour obtenir la contrainte ultime minimale du matériau. Avec une contrainte ultime plus faible que celle obtenue à cette pression, il y aura rupture de la pro-

thèse à une pression inférieure à la valeur cible. Pour cette raison, la pression interne maintenant utilisée est de 2031 mmHg.

Ensuite, les contraintes principales sont calculées. Dans le cas d'un cylindre pressurisé, elles sont équivalentes aux contraintes dans les directions polaires.

$$\sigma_1 = \sigma_\theta \quad (\text{A III-38})$$

$$\sigma_2 = \sigma_r \quad (\text{A III-39})$$

$$\sigma_3 = \sigma_z \quad (\text{A III-40})$$

Une fois toutes ces contraintes obtenues, il est possible de calculer la contrainte effective de von Mises, qui prend en considération chacune de ces contraintes pour définir ce qui est réellement présent dans le matériau. Ce critère n'est valide que dans le cas d'un matériau isotrope.

$$\sigma_e = \frac{1}{\sqrt{2}} * \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2} \quad (\text{A III-41})$$

Cette contrainte est équivalente à la contrainte ultime nécessaire associée à un cylindre ayant le diamètre, l'épaisseur et le coefficient de Poisson utilisés dans l'analyse.

ANNEXE IV

SCRIPTS

```
% -----  
% ComplianceSmodule3D_appel.m  
% -----  
% Création de valeurs d'épaisseur correspondant à la  
% compliance voulue  
% selon le module de matériau analysé, pour un cylindre  
% monocouche 3D.  
%  
% Fichier d'appel et d'affichage  
% Les calculs sont présents dans le fichier  
%  
% Version 2015-02-17  
% -----  
  
Ejump = 0.001; % Saut de module dans la boucle  
Emax = 25; % Module de Young maximal calculé  
ResultsSize = Emax/Ejump;  
  
ResultsD05 = zeros(ResultsSize,2);  
Ri = 15 ; % Rayon interne [mm]. 2, 2.5, 3 ou 15.  
  
% H = waitbar(0,'Calcul des epaisseurs et des  
% contraintes','Name','ComplianceSelonLeModule');  
H = waitbar(0,'Calcul des epaisseurs et des  
% contraintes','Name','ComplianceSelonLeModule',
```

```

'CreateCancelBtn','setappdata(gcf,'canceling',1)');
setappdata(H,'canceling',0)

k          = 0      ; % Calcul la position dans la boucle
for E = 0.1:Ejump:Emax
    k = k+1;
    [t,sigma] = ComplianceSmodule3D_calc_V02(E,Ri);

    ResultsD05(k,:) = [E,t];
    % disp(E)
    waitbar(E/Emax,H)
    % Check for Cancel button press
    if getappdata(H,'canceling')
        break
    end

end

delete(H)      % DELETE the waitbar; don't try to CLOSE it
disp(ResultsD05)

%*-----
% ComplianceSmodule3D_appel.m
%*-----
%   Compliance selon le module d'un cylindre en 3 dimensions
%
% Ce script vise le calcul de la compliance d'une géométrie
% circulaire à une seule couche de matériau isotrope dans la
% zone élastique de sa courbe de déformation. Les calculs sont

```

```

% effectués pour une prothèse D05 ou D30. Un module doit être
% donné par l'utilisateur du script et l'épaisseur permettant
% d'atteindre une compliance de 0,0725 %/mmHg, ou encore de
% 0,255 %/mmHg, lui est renvoyée.
%
% Le code calcule depuis une épaisseur maximale de 1,5 mm
%
% Ce script NE donne PAS le même résultat de compliance que la
% formule d'approximation  $C = d/(2 \cdot E \cdot t)$ , qui se base sur la
% théorie des parois minces.
%
% Les formules proviennent du livre Bazerqui et al, page 396.
%
% Version 2015-02-17
%
% Mise à jour le 2014-05-13
% Mise du script en fonction. Il faut maintenant utiliser le
% script d'appel «ComplianceSmodule3D_appel.m», ce qui permet
% une division plus claire entre l'affichage, le choix des
% variables et les calculs.
%
% Mis à jour le 2015-01-22
% Ajout de l'influence de la contrainte longitudinale causée
% par l'immobilisation des extrémités du cylindre sur la
% dilatation totale du cylindre.
%
% Mis à jour le 2015-02-17
% Vérification et validation des commentaires d'entête
%
```

```

%*-----

function [tCible,SigmaCible]=ComplianceSmodule3D_calc_V02(E,Ri)

format shortG

% Ri      = 3      ; % [mm] Rayon interne de la prothèse
nu      = 0.3      ; % [adim] Coefficient de poisson

% Choix de la compliance cible selon la dimension de la
% prothèse choisie
if Ri == 3
    CibleC = 0.0725 ; % [%/mmHg] Valeur cible en compliance
elseif Ri == 15
    CibleC = 0.255 ; % [%/mmHg] Valeur cible en compliance
else
    disp('Le rayon donné au script n''est pas valide')
    return
end

dP      = 40      ; % [mmHg] Différence de pression
P_ult   = 0.2708 ; % [MPa] 2031 mmHg, burst pressure cible, en
    % MPa (600 mmHg = 0,08 MPa)

% E = input('Pour quelle valeur de module doit-on faire les
% calculs? [MPa]: '); % [MPa] Module de Young
if isempty(E)
    disp('Aucune valeur donnée, calcul impossible')
    return
elseif isa(E,'double') == 0

```

```

    disp('La valeur entrée doit être numérique')
    return
end

t = 0; % [mm] Épaisseur de la paroi
ValeurCibleC = CibleC; % On multiplie par 100 dans le calcul
    % de C
dP_MPa      = dP/7500; % [MPa] Conversion des mmHg en MPa

dRi  = 0; % [mm] Différence de rayon interne causé par
    % l'augmentation de pression
C     = 0; % [mmHg]
Sigma = 0; % [MPa] Contrainte appliquée sur le matériau.

Results = [] ; %Matrice de résultats
NumIt = 0; % Nombre d'itérations (0 au début)
TempResults = [];

% - - - - -
% Début des itérations
% - - - - -

if E ~= 0;
    t = 4.5001;
    while C < ValeurCibleC;
        t      = t - 0.0001 ; % Calcul de l'épaisseur
        NumIt = NumIt + 1    ; % Nombre d'itérations
        Re     = Ri + t      ; % Rayon externe
    end
end

```

```

% À
% Contraintes maximales observées sur la paroi
% interne du cylindre
% Compression
SigmaR = ((Ri^2*P_ult)/(Re^2-Ri^2))*(1-(Re^2/Ri^2));
% Tension
SigmaTETA=((Ri^2*P_ult)/(Re^2-Ri^2))*(1+(Re^2/Ri^2));
% Tension
SigmaLong = 2*nu*((Ri^2*dP_MPa)/(Re^2-Ri^2));
% Tension
SigmaLongUlt = 2*nu*((Ri^2*P_ult)/(Re^2-Ri^2));
% Cisaillement
Tho = dP_MPa*(Ri^2*Re^2/((Re^2-Ri^2)*Ri^2)) ;
% Déplacement radial à Ri
dRi = (Ri^2*dP_MPa*Ri)/(E*(Re^2-Ri^2))* ...
((1-nu)+(1+nu)*(Re^2/Ri^2));
% Contribution de la contrainte L à dRi
dRi = dRi-Ri*nu*SigmaLong/E;
% Déplacement radial à Re
dRe = (Ri^2*dP_MPa*Re)/(E*(Re^2-Ri^2))* ...
((1-nu)+(1+nu)*(Re^2/Re^2));
% Contribution de la contrainte L à dR
dRe = dRe-Re*nu*SigmaLong/E; i
% Compliance
C = dRi/(Ri*dP)*100; % [%/mmHg] Calcul de la compliance
% Critère de distortion maximale de von Mises
% (Bazergui p.256)
SigmaVM = (1/sqrt(2))*sqrt((SigmaR-SigmaTETA)^2 + ...
(SigmaTETA-SigmaLongUlt)^2+ ...

```



```

        (SigmaLongUlt-SigmaR)^2); % Contr. ult
    ThoMax = P_ult*(Ri^2*Re^2/((Re^2-Ri^2)*Ri^2));

    Iteration = [NumIt,E,t,C,SigmaVM];
    Results = [Results;Iteration] ;
    TempResults = [TempResults;Iteration];
end
end

tCible = Results(size(Results,1),3);
SigmaCible = Results(size(Results,1),size(Results,2));

% str = ['Pour un module de ',num2str(E),' MPa et une
% compliance cible de ', num2str(CibleC),' %/mmHg,'];
% disp(str)
% str = ['L''épaisseur maximale pouvant être utilisée est de
% ',num2str(tCible),' mm'];
% disp(str)
% str = ['Ce qui correspond à une contrainte circonférentielle
% à 2031 mmHg de ',num2str(SigmaCible),' MPa'];
% disp(str)
% disp(' ')
end

% - - - - -
% Fin du programme
% - - - - -

```

```

% -----
% Efind.m
% -----
%
% Calcul plus spécifique des modules nécessaires pour
% atteindre les valeurs cibles de compliance à certaines
% valeurs d'épaisseur de parois.
% Il tient compte du ratio géométrique Ri/t pour calculer les
% ratios intrinsèques de contrainte ultime et de module. Il
% permet la comparaison plus facile entre les diamètres de
% cylindres.
%
% Version 2015-02-17
% -----

format long

Ri      = 3; % [mm] Rayon interne de la prothèse
nu      = 0.49 ; % [adim] Coefficient de poisson

H = waitbar(0,'Calcul des epaisseurs et des ...
contraintes','Name','ComplianceSelonLeModule', ...
'CreateCancelBtn', ...
'setappdata(gcf,'canceling',1)');
setappdata(H,'canceling',0)
k = 0;
kmax = 11;
Results = [] ; %Matrice de résultats

```

```

ValeurCibleC = 0.0725;% 0.0725 ou 0.255; On multiplie par 100
    % dans le calcul de C
dP          = 40 ; % [mmHg]
dP_MPa      = dP/7500; % [MPa] Conversion des mmHg en MPa
P_Yield     = 200/7500;% [MPa]
P_ult       = 0.2708 ; % [MPa] 2031 mmHg, burst pressure
% cible, en MPa (600 mmHg = 0,08 MPa)

dRi  = 0; % [mm] Différence de rayon interne causé par
    % l'augmentation de pression
C     = 0; % [mmHg]
Sigma = 0; % [MPa] Contrainte appliquée sur le matériau.

for ratio = [60,40,30,15,10,7.5,5,3.75,3,1.5,1]
    k = k+1;
    waitbar(k/kmax,H)
    t     = Ri / ratio ; % Calcul de l'épaisseur
    Re    = Ri + t      ; % Rayon externe

    NumIt = 0;
    diffPre = 100;

    for E = 0.01:0.00001:50

        % Contraintes maximales observées: Paroi interne
        % Compression
SigmaR = ((Ri^2*dP_MPa)/(Re^2-Ri^2))*(1-(Re^2/Ri^2));
        % Tension

```

```

SigmaTETA = ((Ri^2*dP_MPa)/(Re^2-Ri^2)) ...
*(1+(Re^2/Ri^2));
    % Tension
    SigmaLong = 2*nu*((Ri^2*dP_MPa)/(Re^2-Ri^2));
% Cisaillement
    Tho = dP_MPa*(Ri^2*Re^2/((Re^2-Ri^2)*Ri^2));
    % Déplacement radial à Ri
    dRi = (Ri^2*dP_MPa*Ri)/(E*(Re^2-Ri^2))* ...
((1-nu)+(1+nu)*(Re^2/Ri^2));
% Contribution de la contrainte L à dRi
    dRi = dRi-Ri*nu*SigmaLong/E;
    % Déplacement radial à Re
    dRe = (Ri^2*dP_MPa*Re)/(E*(Re^2-Ri^2))* ...
((1-nu)+(1+nu)*(Re^2/Re^2));
% Contribution de la contrainte L à dRi
    dRe = dRe-Re*nu*SigmaLong/E;
    % Compliance
    C = dRi/(Ri*dP)*100; % [%/mmHg] Calcul compliance
% Contr. ult hoop
    Sigma = ((Ri^2*P_ult)/(Re^2-Ri^2))*(1+(Re^2/Ri^2));
    ThoMax = P_ult*(Ri^2*Re^2/((Re^2-Ri^2)*Ri^2));

    NumIt = NumIt+1;
    diff = C - ValeurCibleC;

    if abs(diff) > abs(diffPre)
        break
    end

```

```

        % von Mises
% Compression
        SigmaR = ((Ri^2*P_ult)/(Re^2-Ri^2))*(1-(Re^2/Ri^2));
% Tension
        SigmaTETA=((Ri^2*P_ult)/(Re^2-Ri^2))*(1+(Re^2/Ri^2));
        % Tension
SigmaLong = 2*nu*((Ri^2*P_ult)/(Re^2-Ri^2));
        sigmaVM = (1/sqrt(2))*sqrt((SigmaR-SigmaTETA)^2+ ...
(SigmaTETA-SigmaLong)^2+(SigmaLong-SigmaR)^2);

        % von Mises au Yield
% Compression
        SigmaRY=((Ri^2*P_Yield)/(Re^2-Ri^2))*(1-(Re^2/Ri^2));
% Tension
        SigmaTETAY = ((Ri^2*P_Yield)/(Re^2-Ri^2))*...
(1+(Re^2/Ri^2));
% Tension
        SigmaLongY = 2*nu*((Ri^2*P_Yield)/(Re^2-Ri^2));
        sigmaVMY = (1/sqrt(2))*sqrt((SigmaRY-SigmaTETAY)^2+...
(SigmaTETAY-SigmaLongY)^2+(SigmaLongY-SigmaRY)^2);

        if ValeurCibleC == 0.0725
            if C >= 0.0725 && diff < diffPre
                SigMod = sigmaVM/E;
                YieldMod = sigmaVMY/E;
                Iteration = [C,t,E,sigmaVM,sigmaVMY,SigMod,...
YieldMod,ratio];
                diffPre = diff;
            end

```

```

elseif ValeurCibleC == 0.255
    if C >= 0.255  && diff < diffPre
        SigMod = sigmaVM/E;
        YieldMod = sigmaVMY/E;
        Iteration = [C,t,E,sigmaVM,sigmaVMY,SigMod,...
YieldMod,ratio];
        diffPre = diff;
    end
end
end
Results = [Results;Iteration];
% Check for Cancel button press
if getappdata(H,'canceling')
    break
end
end

delete(H)          % DELETE the waitbar; don't try to CLOSE it

disp('Déplacement radial à Ri');disp(dRi)
disp('Déplacement radial à Re');disp(dRe)
disp('Compliance,t,E,Sima, ratio');disp(Results)

```

ANNEXE V

ÉTUDE DE CONVERGENCE DE MAILLAGE

Une analyse de convergence suivant le Grid Convergence Index (Slater, 2008) a été effectuée sur le maillage afin de déterminer si les résultats obtenus avec le modèle sont fiables. De plus, les résultats ont été comparés aux résultats analytiques d'un cylindre d'une seule couche.

Le modèle utilisé est de la même géométrie que lors des simulations de tests de compliance, soit un cylindre de 6 mm de diamètre interne, dont la longueur atteint 40 mm. L'épaisseur est, dans un premier temps, de 1 mm, puis dans un second de 0,1 mm. L'épaisseur la plus importante fait de cette géométrie un cylindre à paroi épaisse, et la plus faible en fait un cylindre à paroi mince. Ceci assure que le maillage est efficace dans les deux configurations. Une pression de 40 mmHg est appliquée dans le cylindre, dont la paroi est composée de matériau isotrope au module d'élasticité de 44 MPa et au coefficient de Poisson de 0,27. Ses extrémités sont fixes dans le sens de la longueur.

Trois longueurs de côté d'éléments ont été utilisées, soit 0,4 mm, 0,27 mm et 0,18 mm.

Lorsque le cylindre est à paroi épaisse, la contrainte analytique présente dans le matériau est de 0,021349 MPa. La compliance est, quant à elle, de 0,0011073 %/mmHg. Lorsque le cylindre est à paroi mince, la contrainte est de 0,14996 MPa et la compliance de 0,0086749 %/mmHg.

Avec les trois maillages utilisés, la différence entre la compliance obtenue (figure V-1A) et la compliance analytique est, du maillage le plus fin au plus grossier, de 0,02 %, 0,03 % et 0,06 %. L'extrapolé de Richardson, utile si la solution analytique n'était pas disponible, est de 0,001107197 %/mmHg avec une bande d'erreur de 0,0073 %. La différence avec la valeur analytique est de seulement 0,009 %. En contrainte (figure V-1B), la différence avec la valeur atteint 0,14 %, 0,19 % et 0,29 %. La valeur de l'extrapolé de Richardson atteint 0,021325 avec une plage d'erreur de 0,0284 %. Cette valeur représente un écart de seulement 0,113 % avec la valeur analytique. Dans le cas du cylindre épais, des mailles de 0,4 mm de côté sont donc suffisantes. Lorsque l'épaisseur est plus faible, les compliances obtenues (figure V-2A)

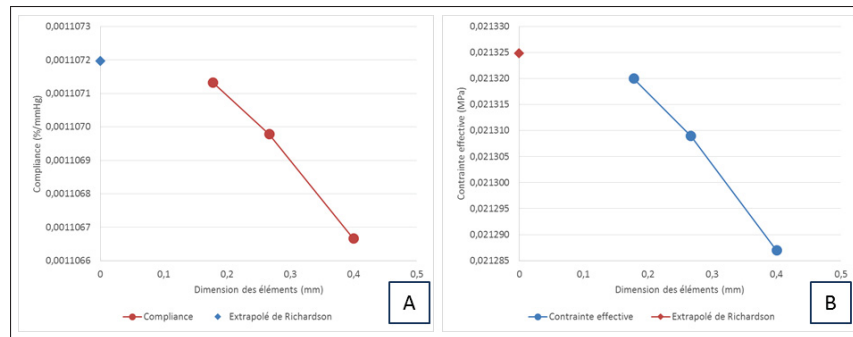


Figure-A V-1 Évolution de la compliance (A) et de la contrainte effective (B) dans le modèle avec la taille des éléments - Cylindre à paroi épaisse.

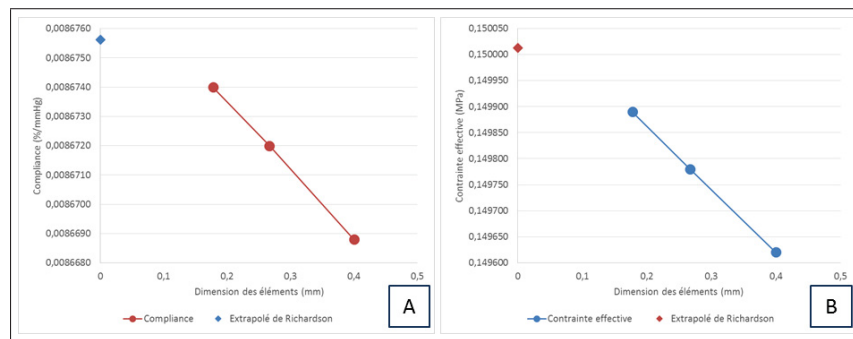


Figure-A V-2 Évolution de la compliance (A) et de la contrainte effective (B) dans le modèle avec la taille des éléments - Cylindre à paroi mince.

aux valeurs de taille de maillage croissantes sont différentes de la valeur analytique à 0,01 %, 0,03 % et 0,07 %. L'extrapolé de Richardson donne une valeur de 0,008676 %/mmHg, ce qui correspond à une bande d'erreur de 0,0234 % et à une différence de 0,008 % avec la valeur analytique.

En ce qui concerne la contrainte effective (figure V-2B), les différences sont de 0,05 %, 0,12 % et 0,23. L'extrapolé de Richardson donne une valeur de 0,15001, dans une bande d'erreur de 0,1023 %, ce qui correspond à une différence avec l'analytique de 0,035 %.

Puisque chacune des différences est très faibles, le maillage le plus grossier testé a été retenu pour le modèle, que ce soit lorsque l'épaisseur de la paroi est mince ou épaisse. La taille des éléments est donc de 0,4 mm.

ANNEXE VI

CARACTÉRISATION DE LA VISCOÉLASTICITÉ

Un essai de relaxation de contrainte a été effectué sur une durée de 90 minutes. L'échantillon est déformé de façon contrôlée et constante, dans la direction des fibres, tandis que l'évolution de la contrainte est observée. Le bruit pouvant être aperçu dans cette courbe est causé par les

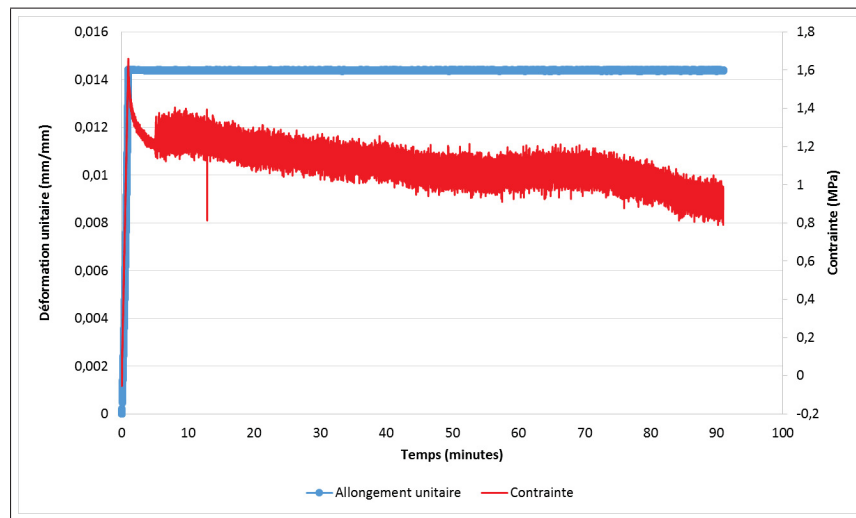


Figure-A VI-1 Essais de relaxation de contrainte sur fibres alignées.

ventilateurs de l'Electroforce, qui causent de grandes vibrations dans l'appareil et donc dans la cellule de charge.

La courbe VI-1 a permis de constater que le comportement mécanique du ePET est, dans une certaine mesure, viscoélastique. En effet, la contrainte diminue rapidement puis prend une pente plus douce mais continue à diminuer jusqu'à la fin du test, sans stabiliser.

Pourtant, un test de différente nature effectué avec un échantillon de la même feuille de ePET a donné des résultats très différents (figure VI-2).

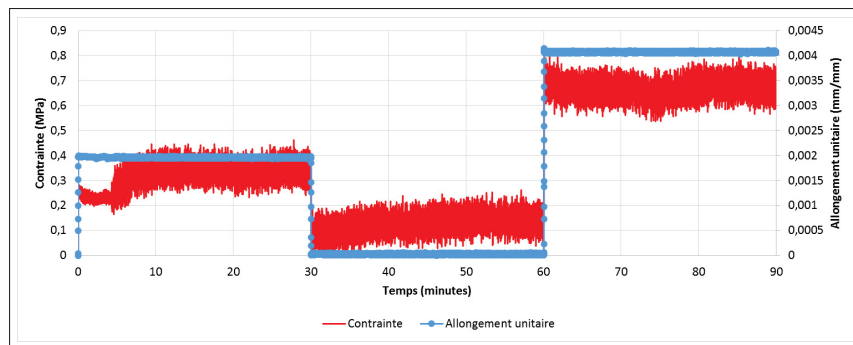


Figure-A VI-2 Essai de relaxation de contrainte a plus petite déformation unitaire.

Cet essai, réalisé à des déformations beaucoup plus faibles, illustre un comportement élastique. En effet, la contrainte est linéaire et ne change pas lorsque la déformation imposée à l'échantillon est stable. La contrainte appliquée a donc une influence sur le comportement viscoélastique du matériau.

Ces tests ont mené vers des tests de fluage (contraintes fixes et déformations mesurées au cours du temps). L'objectif de ces tests était de tracer la courbe isochronique de fluage. Tout d'abord, quatre échantillons ont été testés à une contrainte de 1,1 MPa et trois échantillons à une contrainte de 1,7 MPa.

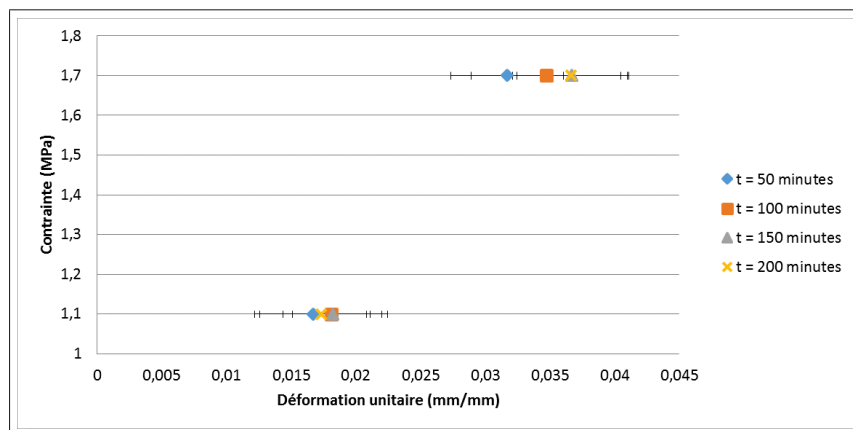


Figure-A VI-3 Début de la courbe isochronique de fluage.

Ces tests ont cependant démontré peu de différence entre les déformations des échantillons à des intervalles de temps allant de 50 à 200 minutes. Lorsque la contrainte est de 1,7 MPa, les résultats obtenus entre 150 et 200 minutes se superposent pratiquement, écart-type y compris. Par contre, les résultats sont plus étendus lorsque les deux contraintes sont comparées.

Il est important de noter que ces tests de fluage sont très limités. Premièrement, leur durée est trop courte pour que des conclusions puissent en être tirées. En effet, la norme D-2290 indique de choisir une contrainte, entre autres, menant à la rupture du matériau en 3000 heures. Ensuite, seulement deux contraintes ne permettent pas de tracer la courbe isochronique du matériau. Cependant, des tests sur le modèle d'analyse par élément fini ont permis de constater que la viscoélasticité linéaire n'a pas d'impact sur le résultat obtenu, et ce même lorsque le module instantané et le temps de stabilisation viscoélastique ont des valeurs extrêmes. L'analyse viscoélastique du ePET a donc été arrêtée à ces valeurs.

ANNEXE VII

VÉRIFICATION DE LA VALIDITÉ DU MODÈLE EF DE COMPLIANCE STATIQUE

Afin de sauver du temps de calcul, un modèle EF où la pression est appliquée de façon linéaire plutôt que sinusoïdale a été développé. Dans ce modèle, une pression de 40 mmHg est appliquée dans une prothèse au repos. Il est nécessaire, lorsque deux méthodes de calcul sont utilisées, que ces dernières soient comparées afin de s'assurer que les résultats obtenus sont les mêmes peu importe la méthode. À cette fin, une analyse avec plusieurs épaisseurs et configurations de prothèse ont été calculées selon les deux méthodes.

Tout d'abord, trois angles de fibres alignées ont été observées, soit 0° , $\pm 45^\circ$ et $\pm 90^\circ$. L'épaisseur pour les plis était de 0,01 mm. Chaque configuration compte deux plis de fibres. Ensuite, deux configurations d'épaisseur ont été testées avec les fibres aléatoires. La première était de 0,1 mm puis la seconde de 1 mm. La première entre dans les cylindres à paroi mince et la seconde dans les cylindres à paroi épaisse. La compliance dynamique aux pressions moyennes de 70 mmHg, 100 mmHg et 130 mmHg ont ensuite été comparées à celle de la compliance statique (tableau VII-1).

Les résultats démontrent que la compliance observée dans le modèle de compliance statique est légèrement au-dessus les résultats obtenus par le modèle de compliance dynamique. Le fait que les résultats sont très près les uns des autres est facilement explicable par la nature linéaire de l'analyse et des matériaux analysés. Par contre, les résultats ne sont pas exactement les mêmes. La compliance diminue lorsque la pression moyenne appliquée augmente (à 50-90 mmHg, par exemple, la pression moyenne est de 70 mmHg). Ceci est dû à l'augmentation du diamètre interne à la pression la plus basse. Ce dernier est utilisé pour diviser la variation de diamètre dans la formule de compliance. Son augmentation mène donc à une réduction de la compliance calculée.

Tableau-A VII-1 Comparaison entre le modèle EF de compliance dynamique et de compliance statique

Tissu	Angle	Épaisseur (mm)	Compliance 50-90 mmHg (%/mmHg)	Compliance 80-120 mmHg (%/mmHg)	Compliance 110-150 mmHg (%/mmHg)	Compliance 0-40 mmHg (%/mmHg)
Fibres alignées	0°	0,01	0,0172	0,0171	0,0170	0,0175
Fibres alignées	± 45°	0,01	0,0444	0,0439	0,0433	0,0457
Fibres alignées	± 90°	0,01	0,178	0,169	0,160	0,196
Fibres aléatoires	—	0,1	0,0256	0,0254	0,0252	0,0261
Fibres aléatoires	—	1	0,00314	0,00313	0,00313	0,00316

Il est donc jugé que, bien que le modèle de compliance statique permette d’observer l’évolution de la compliance avec une modification de paramètre (comme dans les analyses de la section 4.2.2), la prévision des résultats en compliance doit se faire avec les pressions réelles de test.

ANNEXE VIII

MODÈLE AVEC PLASTICITÉ

Une définition plastique est ajoutée au modèle précédent afin de mieux simuler le comportement du matériau.

1. Simulation de l'essai de traction

Avant de simuler la compliance de la prothèse, il est plus judicieux de simuler un essai de traction uniaxial afin de s'assurer que la définition du matériau correspond bien à son comportement réel. Bien que le comportement non linéaire du matériau soit simulé, la décomposition de la courbe en éléments linéaires permet d'utiliser une résolution linéaire. Pour cette raison, les contraintes et déformations données au logiciel sont des contraintes et des déformations d'ingénierie.

Tout d'abord, la déformation plastique en tout point sur la courbe d'essai de traction a été calculée par la méthode apparaissant plus haut dans ce document (page 33, section 1.8.2). Ensuite, ces déformations ont été ajoutées à la définition du matériau, d'abord sous la forme d'écrouissage isotrope, puis d'écrouissage cinématique.

Dans chacun des cas, deux cycles de retours vers une déformation nulle ont été ajoutées à l'essai de tension pour que puisse être observée l'influence du type d'écrouissage sur la plasticité. L'écrouissage isotrope (figure VIII-1) induit une augmentation de la contrainte à l'écoulement et un comportement plastique très linéaire. L'écrouissement cinématique (figure VIII-2) reproduit plutôt la courbe mais la décale sur l'axe des déformations. D'ailleurs, les deux cycles de retour sont superposés dans cette figure.

Ce comportement est bien plus rapproché de ce qui a été observé dans le cas des tests cycliques (figure VIII-3). Bien que le type de fibre ne soit pas le même, le comportement est assez près pour que l'utilisation de l'écrouissage cinématique soit justifiée. En effet, les cycles à contrainte de plus en plus élevée reproduisent la courbe de l'essai de traction.

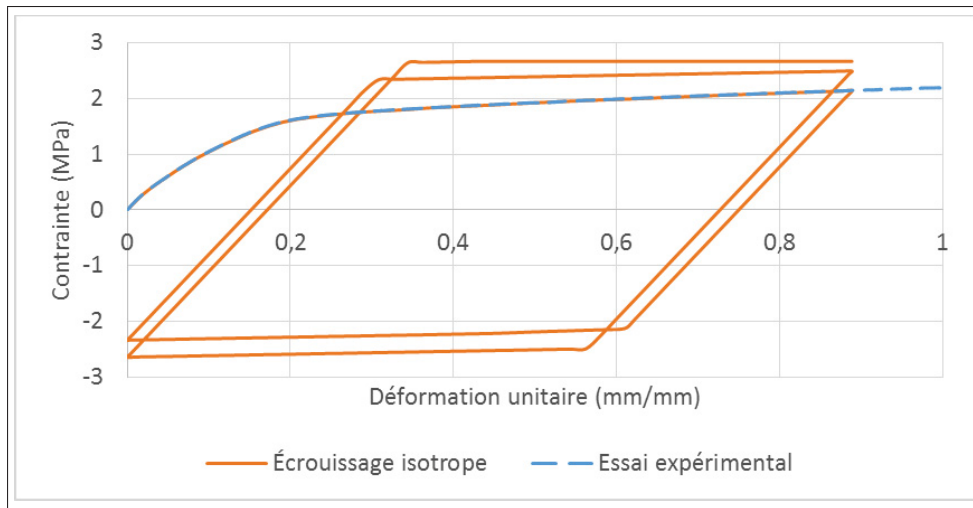


Figure-A VIII-1 Courbe d'essai expérimental de tension superposée à la simulation avec écrouissage isotrope.

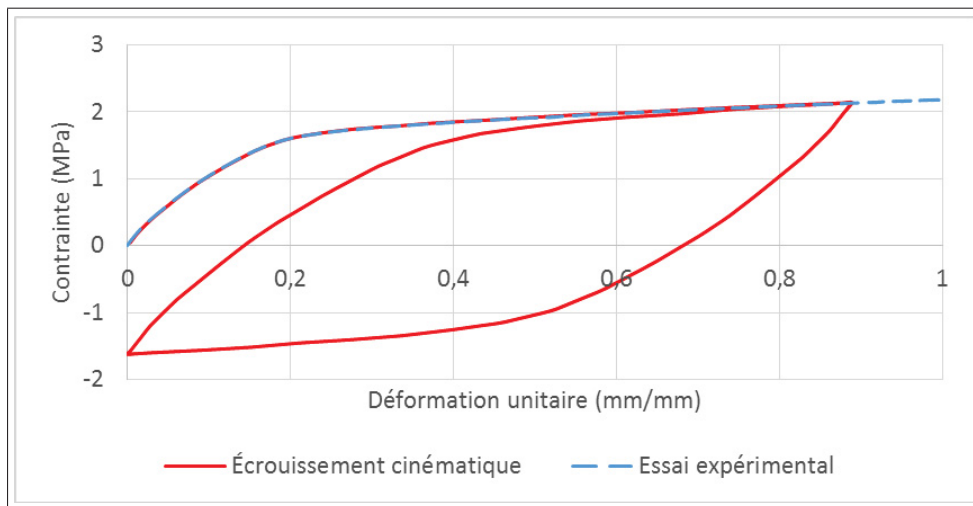


Figure-A VIII-2 Courbe d'essai expérimental de tension superposée à la simulation avec écrouissement cinématique.

Par contre, dans le cas de la déformation transverse, le comportement est tout autre (figure VIII-4). Une nette différence existe entre le résultat expérimental et le résultat simulé. Cette différence pourrait provenir d'un mauvais choix de coefficient de Poisson ou d'une fausse hypothèse d'isotropie. Cependant, la cause la plus probable dans le cas présent est la position du laser, qui est fixe à 2,25 mm au-dessus du mors immobile lors de l'essai. Puisque la région

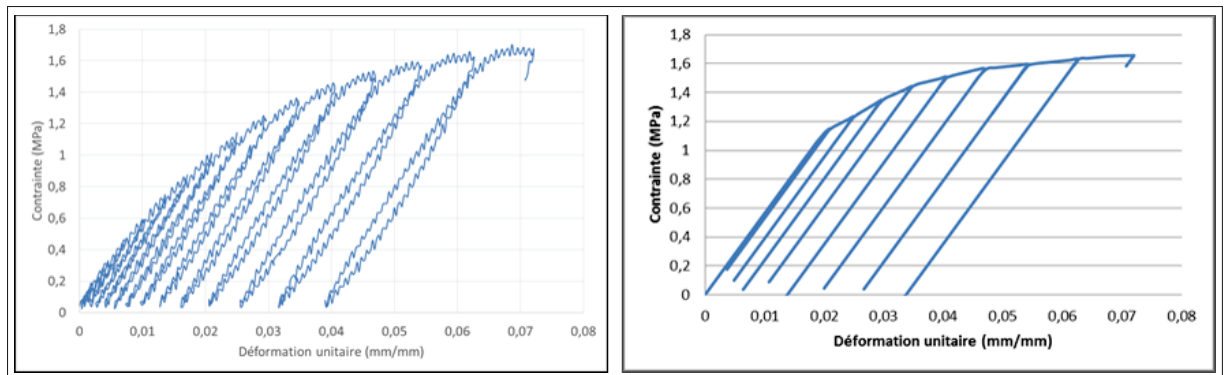


Figure-A VIII-3 À titre de comparaison - Le résultats d'un test d'hystérésis sur fibres aléatoires et les résultats du même test sur des fibres simulée de même nature.

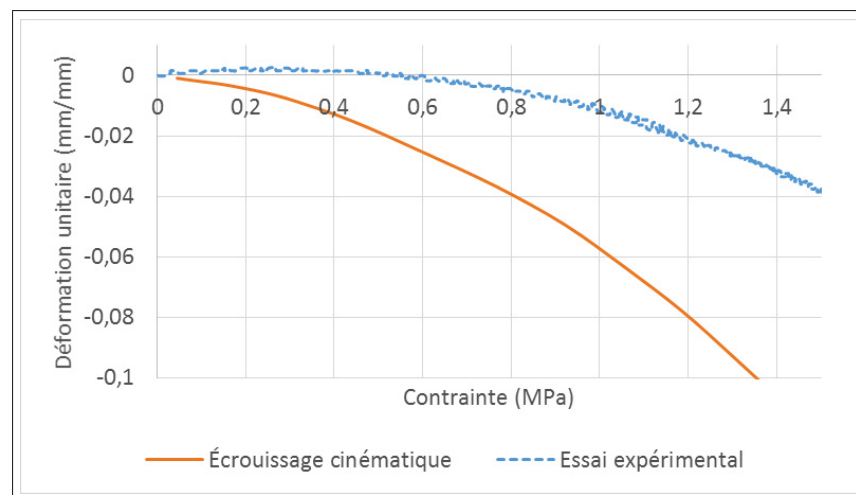


Figure-A VIII-4 Courbe superposée de la simulation de la déformation transversale de l'échantillon en essai de tension et la déformation réelle.

observée n'est pas le centre de l'échantillon, la déformation observée n'est pas la bonne très rapidement après le début du test.

2. Simulation de la compliance

Comme il a été dit plus tôt, l'ajout de la plasticité ne changera rien aux résultats simulés de compliance pour la prothèse ayant été testée expérimentalement. Ceci s'explique par la contrainte trop faible pour mener à la déformation plastique de cette dernière. Par contre, avec une pro-

thèse d'épaisseur plus faible, cet ajout au modèle est nécessaire pour bien reproduire l'évolution de son diamètre.

ANNEXE IX

INFLUENCE DES PARAMÈTRES INTRINSÈQUES ET GÉOMÉTRIQUES

Ces analyses, effectuées avec le modèle d'analyse EF, permettent de voir l'influence des différents paramètres du matériau sur la compliance et le critère de défaillance obtenu.

1. Module d'élasticité

1.1 Matériau isotrope

Afin de comparer différentes étendues de compliances, une compliance normalisée a été obtenue en multipliant chaque valeur de compliance par l'épaisseur de la paroi de la prothèse analysée. Ces calculs ont été effectués avec une prothèse de 6 mm de diamètre interne et un matériau dont le coefficient de Poisson est de 0,3.

Comme il est possible de le constater sur la figure IX-1, la compliance normalisée diminue de façon exponentielle lorsque E augmente, peu importe l'épaisseur de la paroi. Elle atteint un début d'asymptote à 25 MPa de module. L'épaisseur de paroi de 0,5 mm démontre une compliance normalisée légèrement supérieure à celle des autres épaisseurs, mais le comportement reste le même.

Les courbes tracées depuis le modèle analytique utilisent la formule suivante pour calculer la compliance :

$$C = \frac{\frac{R_i^2 * p_i * r}{E * (R_e^2 - R_i^2)} * \left((1 - \nu) + (1 + \nu) * \frac{R_e^2}{r^2} \right)}{D_i * \Delta P} * 100 \quad (\text{A IX-1})$$

Où apparaissent la pression interne (p_i) le coefficient de Poisson (ν), le rayon interne (R_i), le rayon externe (R_e), le diamètre interne à la pression la plus basse (D_i) et finalement la différence entre la pression basse et la pression haute (ΔP).

Les courbes obtenues (figure IX-1) sont exactement les mêmes que celles calculées avec le modèle d'analyse par EF.

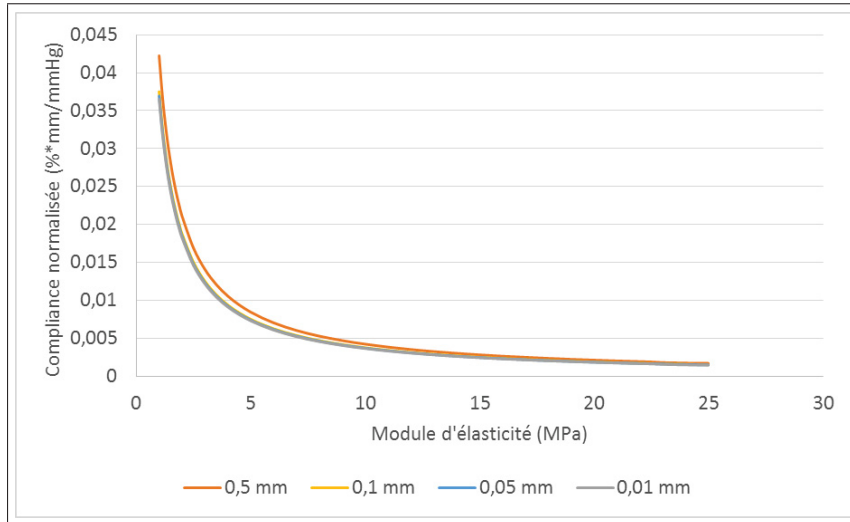


Figure-A IX-1 Influence du module d'élasticité sur la compliance normalisée pour plusieurs épaisseurs de paroi et un coefficient de Poisson de 0,3 – Résultats du modèle d'analyse EF.

Le critère de von Mises ne change pas avec la modification du module, puisque ce critère est calculé en divisant la contrainte effective par la contrainte à l'écoulement, et ces deux valeurs ne changent pas.

1.2 Matériau orthotrope

Les caractéristiques du matériau sont, avant les modifications induites pour l'analyse, les suivantes (tableau 14) : Le premier module dont l'influence a été observée est celui dans la direction principale du matériau (E_1). L'influence du module a été observée pour plusieurs angles d'alignement de fibres.

La figure IX-3 permet de voir que les angles permettant d'obtenir la compliance la plus avantageuse sont les deux angles extrêmes, soit 0° et 90° . La direction des fibres aura aussi une influence sur l'évolution de la compliance avec le module. Dans une configuration où les fibres

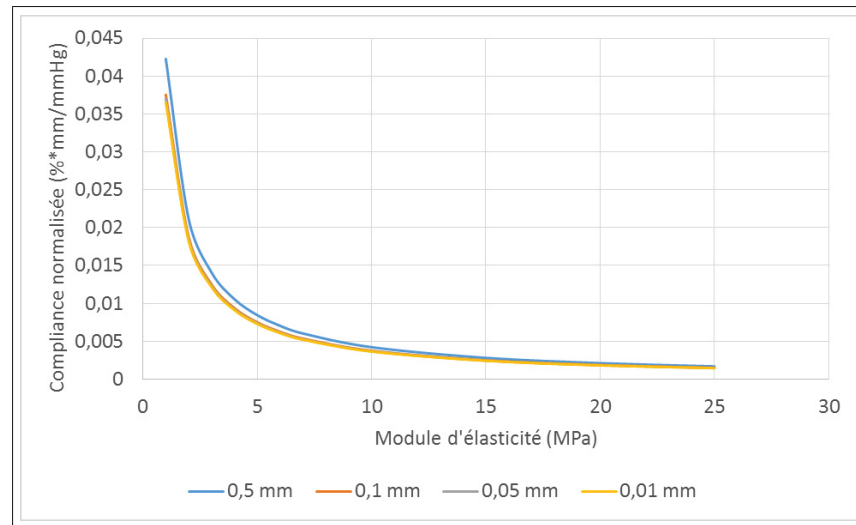


Figure-A IX-2 Influence du module d'élasticité sur la compliance normalisée pour plusieurs épaisseurs de paroi et un coefficient de Poisson de 0,3 – Résultats du modèle analytique.

Tableau-A IX-1 Propriétés du matériau orthotrope utilisé pour l'analyse de l'influence des modules d'élasticité

Module d'élasticité E_1	Modules d'élasticité E_2 et E_3	Coefficient de Poisson ν_{12}	Coefficient de Poisson ν_{13} et ν_{23}	Modules de cisaillement
113 MPa	9 MPa	0,42	0,01	13

sont alignées plutôt dans la direction longitudinale (70° à 90°), l'augmentation du module mène à une augmentation de la compliance. Le comportement inverse (et attendu) est obtenu lorsque les fibres sont alignées dans la direction circonférentielle (0° à 60°).

Le point de rencontre entre les angles complémentaires (dont la somme donne 90°), est 9 MPa, soit le module dans la direction secondaire (E_2).

Lorsque l'influence du module sur le critère de défaillance de Tsai-Wu est observé (figure IX-4), il est possible de constater une différence importantes seulement à de faibles valeurs de

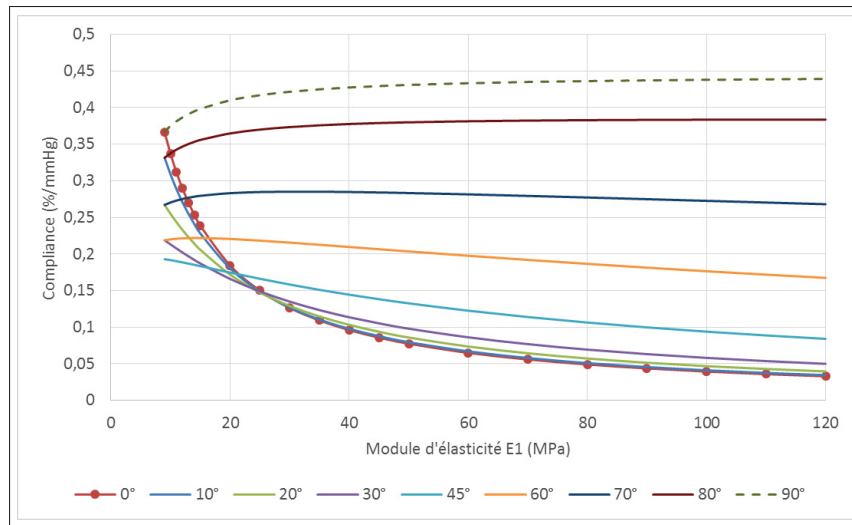


Figure-A IX-3 Effet sur la compliance d'une modification du module E_1 pour différents alignements de fibre dans une prothèse de 6 mm de diamètre.

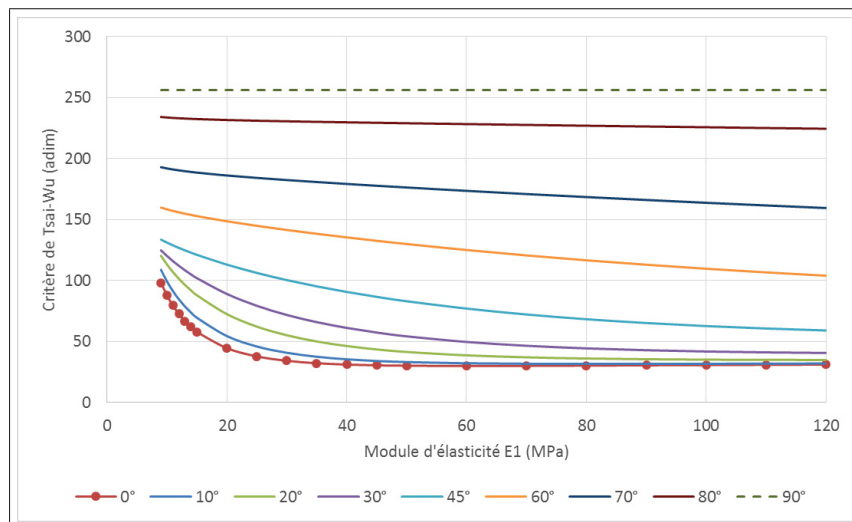


Figure-A IX-4 Influence du module d'élasticité principal (E_1) sur le critère de défaillance de Tsai-Wu pour plusieurs angles d'alignement des fibres.

module et d'angle. À un angle de 0° , une multiplication par 2 du module diminue de moitié le critère de défaillance au début de la courbe. Le matériau a, lorsque le module E_1 vaut 9 MPa, le même module dans chacune des directions principales.

Lorsque l'analyse est tournée vers le module dans la direction transverse, les courbes obtenues ont un comportement bien différent.

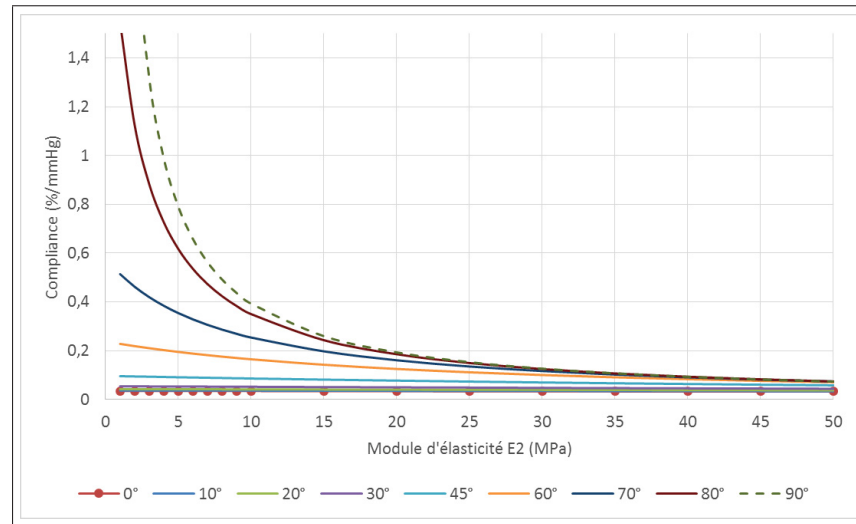


Figure-A IX-5 Effet sur la compliance d'une modification du module E2 pour différents alignements de fibre dans une prothèse de 6 mm de diamètre.

Dans ce cas-ci, un angle supérieur signifie une augmentation de la compliance (figure IX-5). L'augmentation de l'angle place le module analysé (E_2) dans la direction de la dilatation, ce qui augmente sa participation dans le calcul des déformations. De plus, l'influence du changement de la valeur de module d'élasticité est plus importante aussi lorsque l'angle est grand.

En ce qui concerne le critère de défaillance (figure IX-6), l'augmentation du module correspond à sa diminution puis à son augmentation, sauf lorsque les fibres sont à 90°. Plus l'angle est petit, plus la transition entre la diminution du critère de défaillance et son augmentation est douce.

Le module d'élasticité dans l'épaisseur (E_3), même s'il n'est pas dans le plan, agit de la même façon, mais dans un ordre de grandeur différent. Ce dernier n'a été testé qu'à un seul angle (90°) puisqu'il a une influence négligeable dans le plan de la tubulure.

Comme il est possible de le constater (figure IX-7), le module d'élasticité dans l'épaisseur de la prothèse agit sur la compliance. Cette différence est causée par la compression du matériau, de

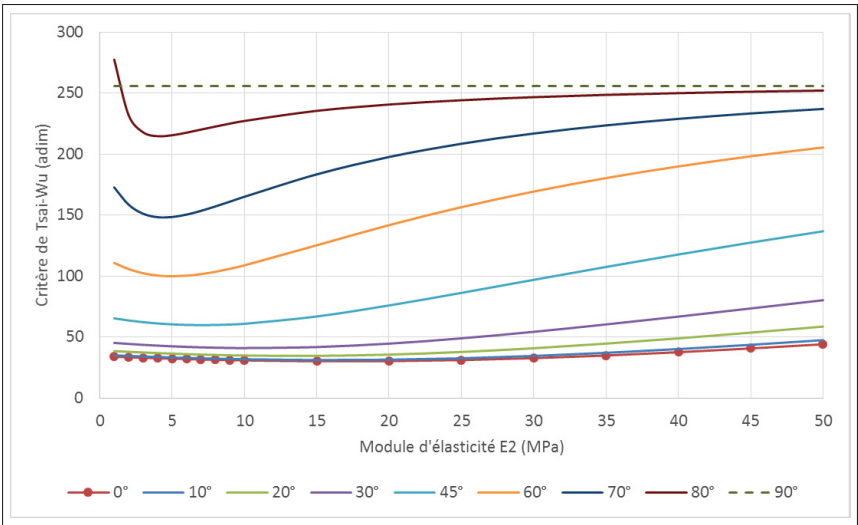


Figure-A IX-6 Influence du module d'élasticité transversal (E2) sur le critère de défaillance de Tsai-Wu pour plusieurs angles d'alignement des fibres.

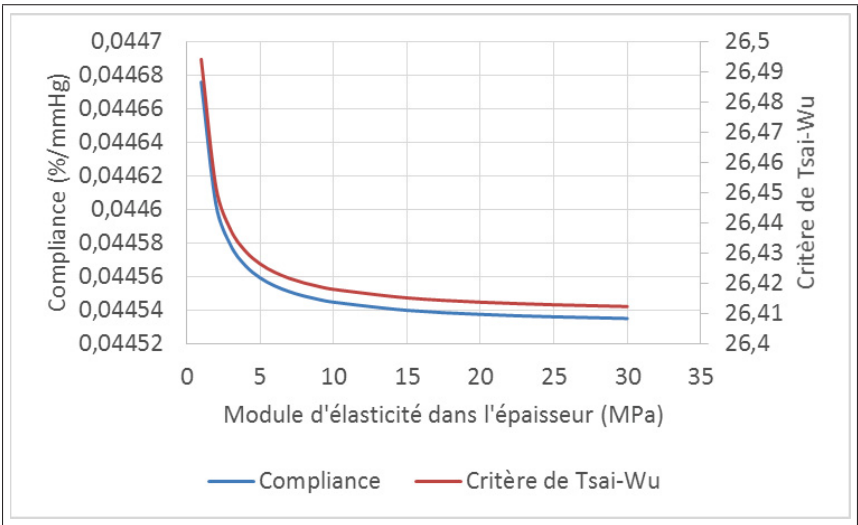


Figure-A IX-7 Influence d'une modification du module d'élasticité E3 sur la compliance et la contrainte à la rupture – Diamètre interne de prothèse de 6 mm et épaisseur de paroi de 0,1 mm.

plus en plus grande à mesure que le module d'élasticité diminue. Cependant, à une épaisseur de seulement 0,1 mm, ce comportement est négligeable, comme l'atteste la faible variation des valeurs de compliance selon le module E3.

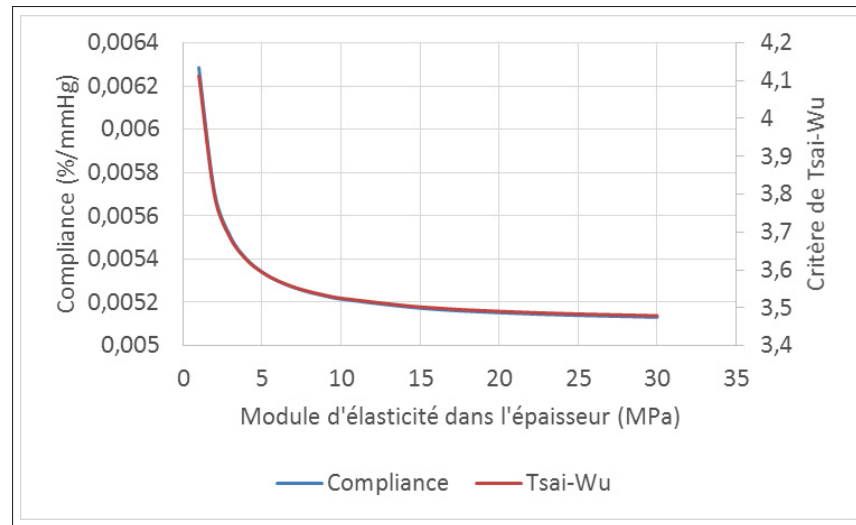


Figure-A IX-8 Influence d'une modification du module d'élasticité E_3 sur la compliance et la contrainte à la rupture – Diamètre interne de prothèse de 6 mm et épaisseur de paroi de 1 mm.

Une augmentation de l'épaisseur permet de voir le phénomène dans une plus grande envergure, comme l'atteste ce test à une épaisseur de 1 mm (figure IX-8).

2. Coefficient de Poisson

2.1 Matériau isotrope

De la même façon que précédemment, le coefficient de Poisson a été changé tout en conservant le module d'élasticité fixé à 20 MPa.

L'évolution de la courbe (figure IX-9) montre peu de différence entre les résultats à petit coefficient de Poisson et ceux près de la valeur d'incompressibilité. De la même façon que dans le cas du module d'élasticité, la courbe est légèrement plus élevée dans le cas de l'épaisseur la plus grande.

L'influence est semblable sur le critère de von Mises (figure IX-10).

2.2 Matériau orthotrope

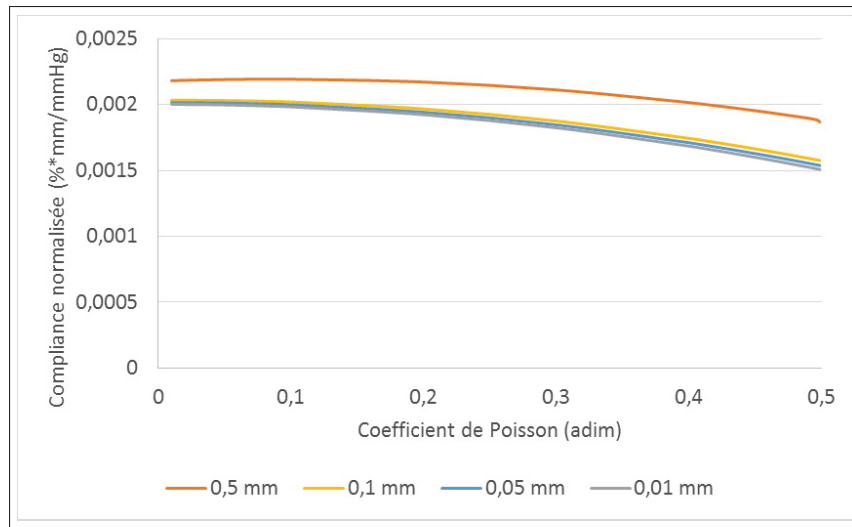


Figure-A IX-9 Influence du coefficient de Poisson sur la compliance normalisée pour plusieurs épaisseurs de paroi.

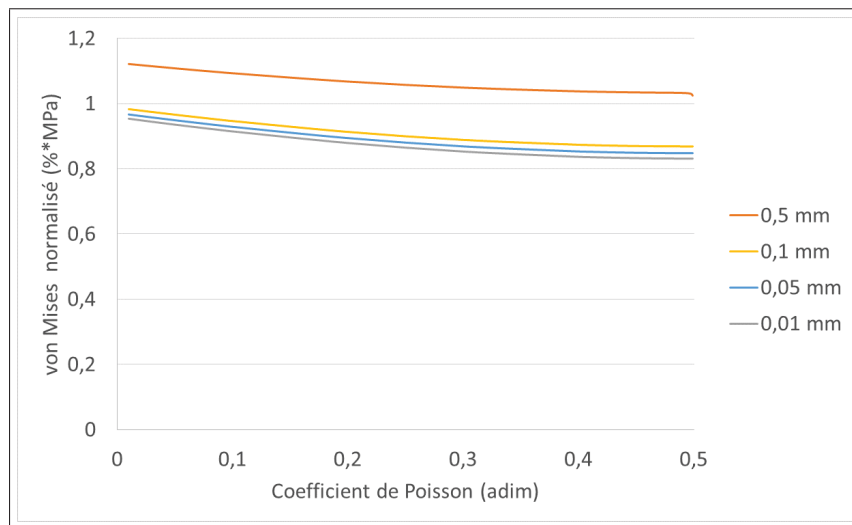


Figure-A IX-10 Influence du coefficient de Poisson sur le critère de von Mises.

Dans le cas du matériau orthotrope, le coefficient de Poisson le plus intéressant est le coefficient XY, ou ν_{12} . C'est en effet ce coefficient qui est dans le plan des déformations les plus importantes dans le cylindre pressurisé.

Connaître l'influence du coefficient de Poisson sur le résultat final des plis orthotropes est très important lorsque l'on travaille avec des structures électrofilées, et donc poreuses. Puisqu'il est possible d'obtenir une valeur égale ou supérieure au seuil de 0,5, il est important de connaître l'impact de la simulation du matériau avec une valeur différente de la réalité. Effectivement, dans le cas d'un coefficient de Poisson supérieur à 0,49, il sera impossible de simuler le matériau avec un modèle continu. Il faut donc choisir la valeur simulable la plus près de la valeur réelle, soit 0,49.

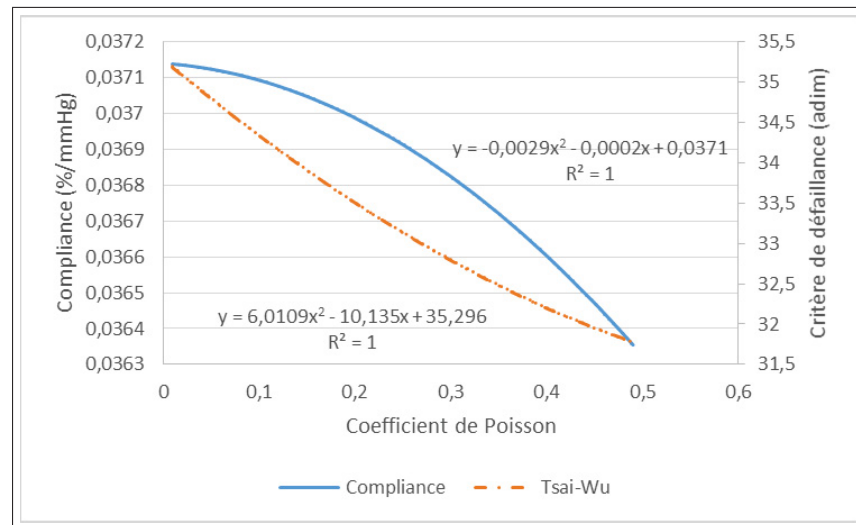


Figure-A IX-11 Influence du coefficient de Poisson XY à $\pm 10^\circ$ - Régression polynomiale.

Pour plusieurs angles, les résultats en compliance et en critère de défaillance ont été calculés afin qu'une régression polynomiale puisse être obtenue (figure IX-11). De cette régression, la compliance et le critère de défaillance à des valeurs de coefficient de Poisson supérieur à 0,5 ont été estimés (figures IX-12 et IX-13). Cette estimation a ensuite permis de calculer la différence dans le résultat causée par une estimation du coefficient de Poisson à une valeur de 0,49 lorsque la valeur réelle ne peut être entrée dans le modèle (pour toute valeur supérieure à 0,5). Comme il est possible de le constater, la différence maximale obtenue sur la compliance est de 9,4 %, à un angle de 60° . Pour chacun des angles, l'erreur augmente avec l'augmentation du coefficient de Poisson. Dans les résultats expérimentaux obtenus, le coefficient de Poisson

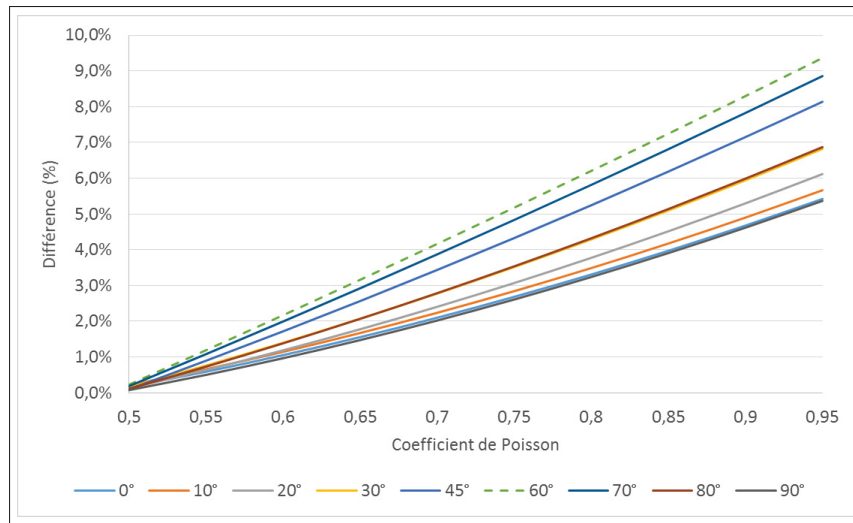


Figure-A IX-12 Influence du coefficient de Poisson à différents angles de déposition d'une couche de fibres alignées – Différence avec la valeur de compliance obtenue à une valeur de coefficient de Poisson de 0,49.

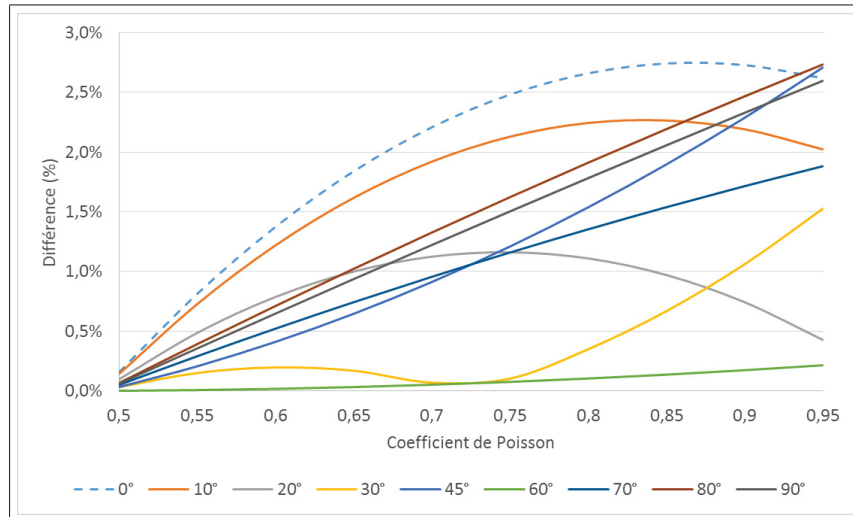


Figure-A IX-13 Influence du coefficient de Poisson à différents angles d'une couche de fibres alignées – Différence avec la valeur du critère de défaillance de Tsai-Wu obtenue à une valeur de coefficient de Poisson de 0,49.

maximal obtenu est de 0,67. Cette valeur correspond à une erreur de 3,6 % au maximum (angle

de 60°). Dans le critère de défaillance, la différence maximale (angle de 0°) est de seulement 2,8 % au point le plus haut, et de 2 % à un coefficient de Poisson de 0,67.

Donner une valeur juste sous 0,5 au coefficient de Poisson lorsque la valeur expérimentale est trop élevée pour le modèle est donc acceptable. Ceci mène en effet à peu de différences sur le résultat final. L'utilisation du modèle continu pour le matériau orthotrope est donc justifiée.

Les autres coefficients, soit les coefficients XZ (ν_{13}) et YZ (ν_{23}), ont été analysés dans un modèle monocouche où l'angle des fibres a été conservé à 90° .

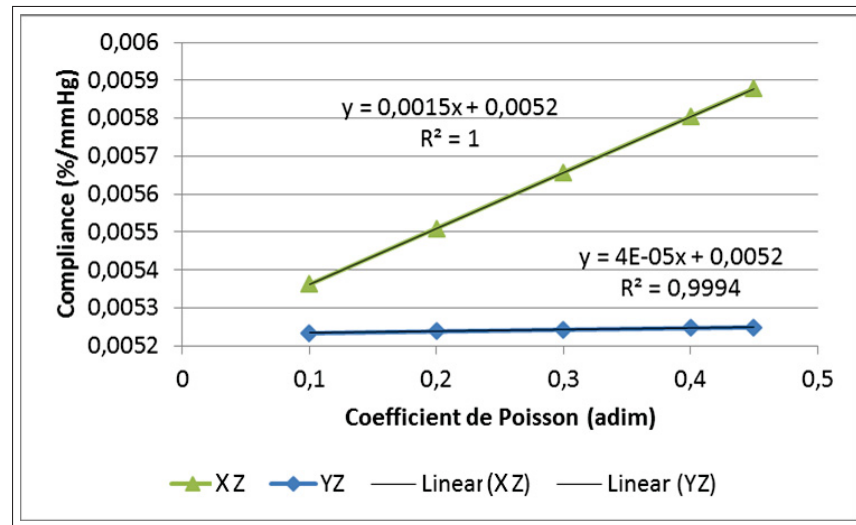


Figure-A IX-14 Influence des coefficients de Poisson XZ et YZ sur la compliance d'un cylindre.

Ces deux coefficients ont un impact différent (figure IX-14). Le coefficient YZ a un impact plus important que le coefficient XZ. Ceci pourrait être causé par la direction dans laquelle le coefficient agit, puisque l'un est dans la direction circonférentielle, tandis que l'autre est dans la direction longitudinale.

Les coefficients de Tsai-Wu varient de façon plutôt linéaire entre 3,536 et 3,55. Dans les deux cas, ils augmentent avec le coefficient de Poisson.

Un autre test a été effectué afin de s'assurer que la direction sur le cylindre est bien ce qui influence l'impact des deux coefficients de Poisson, et non le module d'élasticité. Ce test est effectué avec un matériau orthotrope où les modules d'élasticité ont tous une valeur de 9 MPa. Toutes les autres propriétés élastiques du matériau ont été conservées telles qu'elle.

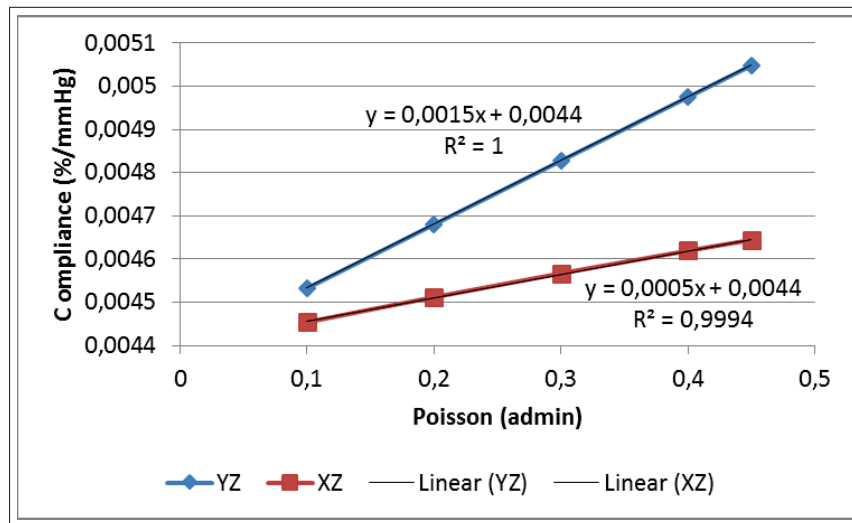


Figure-A IX-15 Influence des coefficients de Poisson XZ et YZ sur la compliance d'un cylindre lorsque le module est le même dans les directions XYZ.

Tout d'abord, il est intéressant de constater que la diminution du module dans la direction longitudinale a diminué la compliance (figure IX-15). Il semblerait donc qu'une rigidité longitudinale plus importante améliore la compliance. Par contre, la valeur du critère de défaillance à 2031 mmHg augmente aussi, et passe de 3,536 à 3,551 au coefficient de Poisson de 0,1 (figure IX-16).

Ensuite, le changement du coefficient de Poisson XZ a une influence plus importante lorsque le module d'élasticité dans la direction X est diminué. Le module de la droite de régression linéaire est 10 fois plus important. Aucune différence n'est notée dans la direction YZ. Dans chacun des cas, l'évolution de la compliance est linéaire et l'augmentation du coefficient de Poisson mène à une augmentation de la compliance. Le critère de défaillance de Tsai-Wu évolue quant à lui de façon exponentielle. L'augmentation du coefficient de Poisson YZ mène

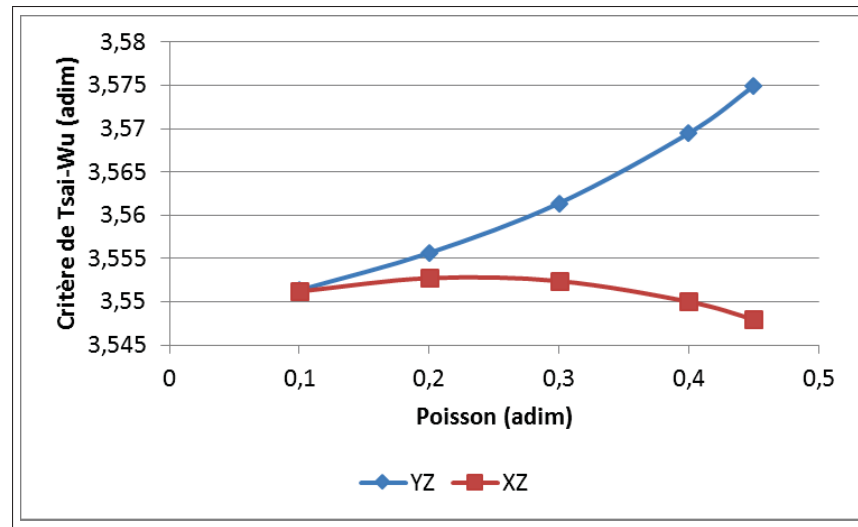


Figure-A IX-16 Influence des coefficients de Poisson XZ et YZ sur le critère de défaillance d'un cylindre lorsque le module est le même dans les directions XYZ.

à une augmentation du critère de Tsai-Wu, tandis que l'augmentation du coefficient XZ mène à une diminution du critère de défaillance.

3. Contrainte ultime

En ce qui concerne un matériau isotrope, l'augmentation de la contrainte ultime influera sur le critère de défaillance seulement. La diminution du critère de von Mises avec l'augmentation

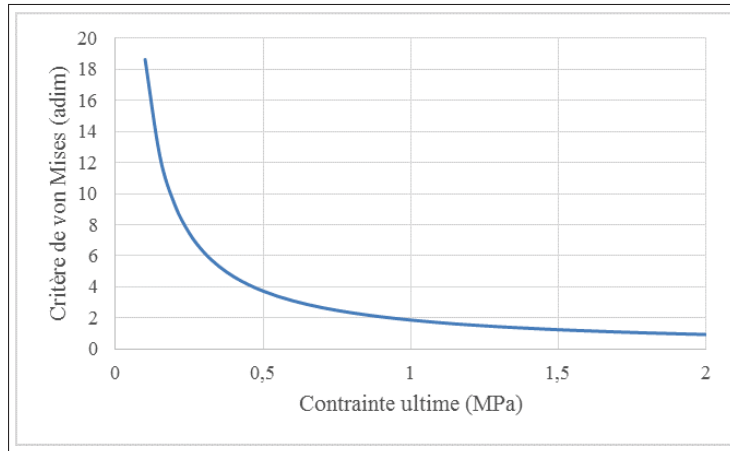


Figure-A IX-17 Influence de la contrainte ultime d'un matériau isotrope sur le critère de von Mises.

de la contrainte ultime du matériau isotrope, est exponentielle (figure IX-17).

En ce qui concerne un matériau orthotrope, les contraintes ultimes n'ont toujours pas d'influence sur la compliance. Les critères les plus intéressants sont les contraintes ultimes dans les directions 1 (figure IX-18) et 2 (figure IX-19).

Les contraintes ultimes dans la direction 3 et en cisaillement n'ont qu'une influence limitée, sinon nulle.

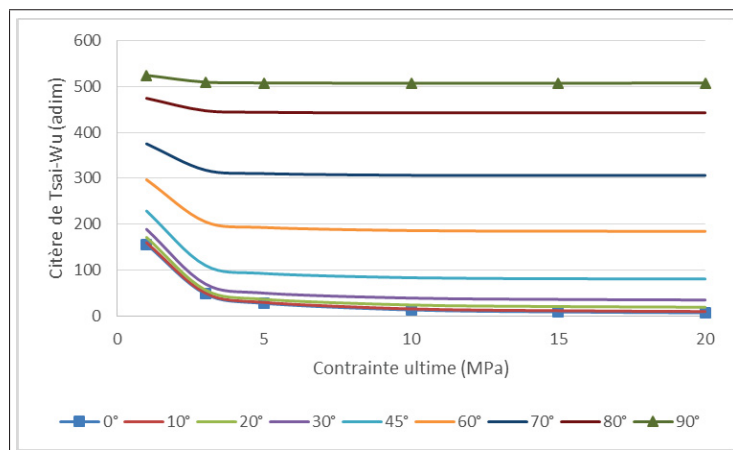


Figure-A IX-18 Évolution du critère de Tsai-Wu avec l'augmentation de la contrainte ultime dans la direction 1.

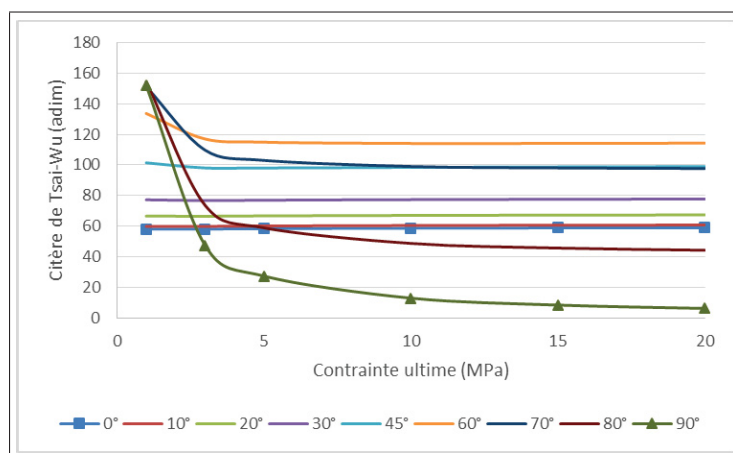


Figure-A IX-19 Évolution du critère de Tsai-Wu avec l'augmentation de la contrainte ultime dans la direction 2.

4. Module de cisaillement

L'analyse de l'influence des modules de cisaillement indique que le seul module ayant une influence notable est le module dans le plan, soit G_{12} . L'influence de ce dernier sur la compliance (figure IX-20) ou le critère de Tsai-Wu (figure IX-21) est nul aux angles 0° et 90° (Pour la définition de chacun des angles, se référer à la figure 3.15, à la page 65, section 3.5.5).

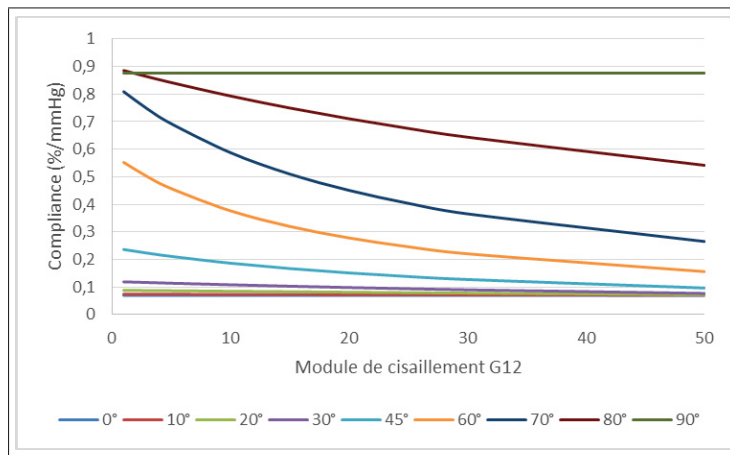


Figure-A IX-20 Évolution de la compliance avec l'augmentation du module de cisaillement dans le plan 12.

Les autres modules (G_{13} et G_{23}) vont influencer les valeurs cibles sous 10 MPa de module, et ce surtout dans le cas du critère de Tsai-Wu. Ensuite, pour une valeur supérieure à 10 MPa, l'impact d'une augmentation de leur valeur est négligeable.

5. Paramètre géométriques

5.1 Épaisseur

L'influence de l'épaisseur a été analysée sur un modèle monocouche de fibres aléatoires dont le module d'élasticité est de 20 MPa et le coefficient de Poisson variable.

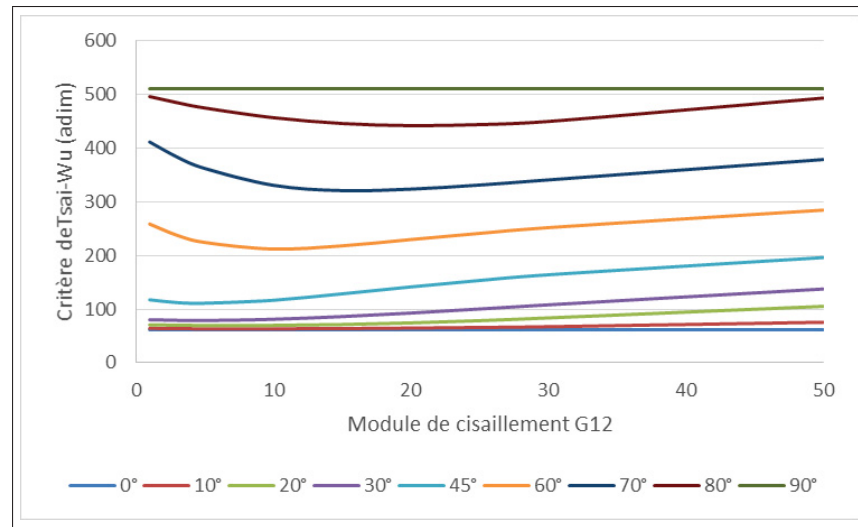


Figure-A IX-21 Évolution du critère de Tsai-Wu avec l'augmentation du module de cisaillement dans le plan 12.

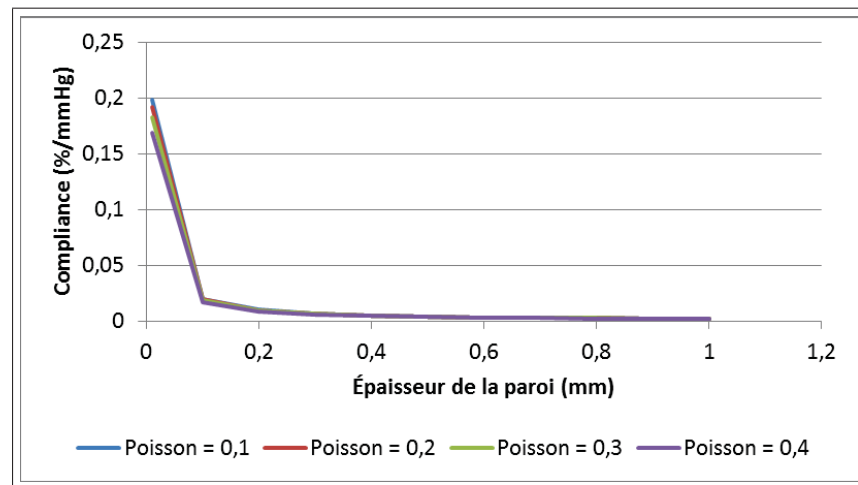


Figure-A IX-22 Influence de l'épaisseur de la paroi sur la compliance pour plusieurs coefficients de Poisson – E = 20 MPa.

L'épaisseur de la paroi vient jouer un rôle inversement proportionnel sur la compliance. Le graphique montre à une faible épaisseur une grande compliance (figure IX-22), qui est suivie par une brusque diminution lorsque l'épaisseur augmente un peu. Ceci pourrait indiquer que le modèle EF est instable à faible épaisseur, et qu'un modèle 2D serait nécessaire sous 0,1

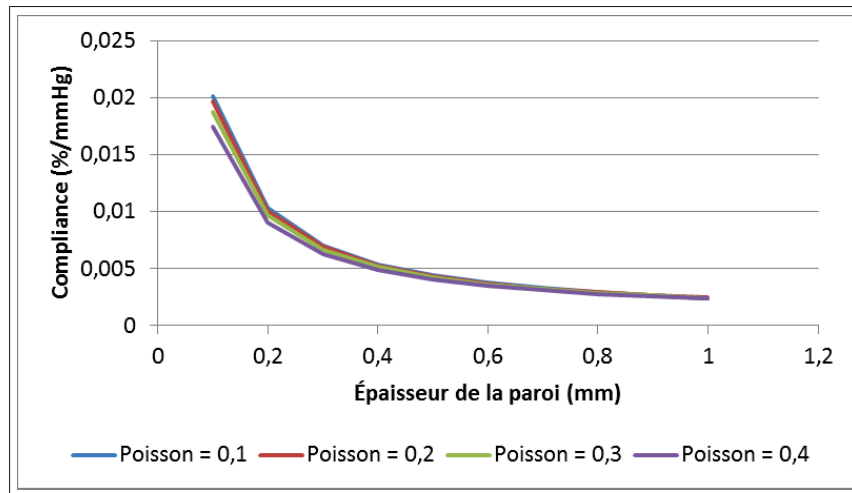


Figure-A IX-23 Influence de l'épaisseur de la paroi sur la compliance pour plusieurs coefficients de Poisson et E de 20 MPa - Zoom sur le comportement graduel

mm d'épaisseur. Autrement, cette brusque diminution pourrait simplement indiquer que plus de point doivent être testés entre 0,01 et 0,2 mm. Ensuite, l'évolution de la compliance est beaucoup plus progressive (figure IX-23).

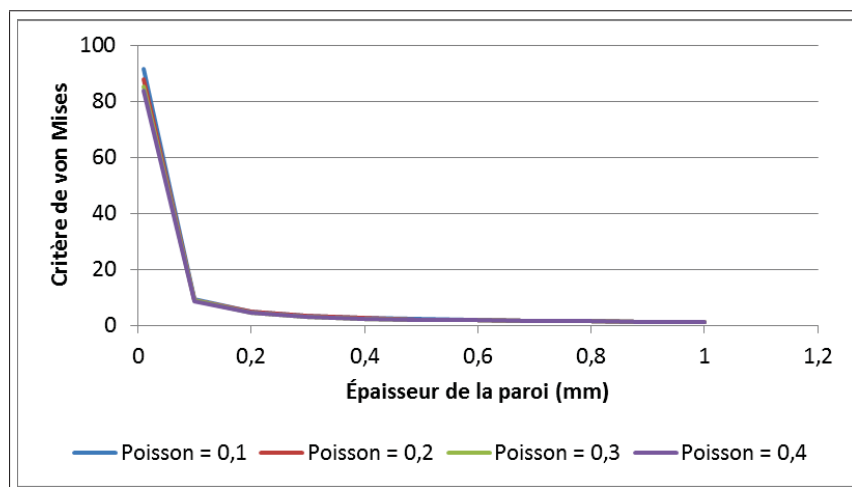


Figure-A IX-24 Influence de l'épaisseur sur le critère de von Mises pour plusieurs coefficients de Poisson et E de 20 MPa.

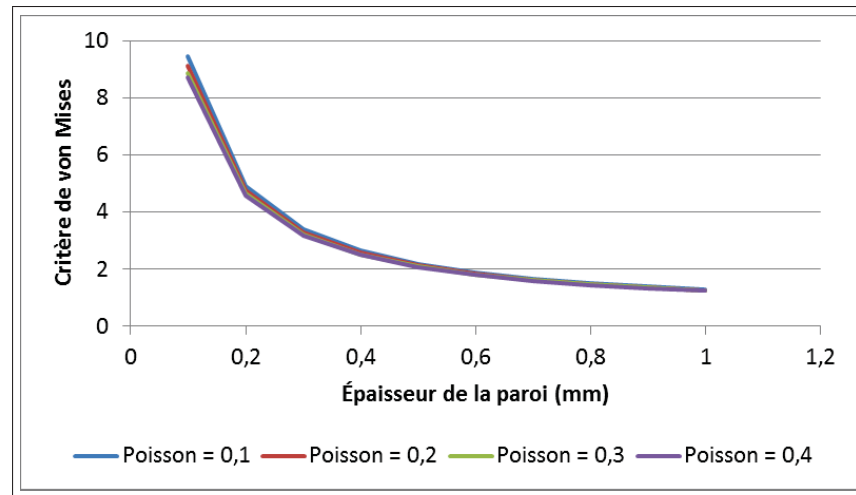


Figure-A IX-25 Influence de l'épaisseur sur le critère de von Mises pour plusieurs coefficients de Poisson et E de 20 MPa - Zoom sur le comportement graduel.

Le critère de von Mises (figures IX-24 et IX-25) subit la même évolution que la compliance lorsque l'épaisseur est modifiée.

Changer le module ne fait que décaler la courbe de compliance vers le haut ou le bas. Il n'y a aucun changement apporté au critère de défaillance.

ANNEXE X

ESSAIS DE TENSION SUR PROTHÈSES DE 6 MM DE DIAMÈTRE INTERNE

L'essai de traction sur une prothèse préalablement testée en compliance (donc préparée à l'aide du mandrin de 6 mm) permet deux choses. Tout d'abord, les propriétés obtenues peuvent être comparées aux propriétés obtenues sur des structures fabriquées « en feuilles » sur le mandrin de gros diamètre. Il est ainsi possible de s'assurer que le changement de mandrin n'a pas d'influence sur les propriétés intrinsèques du tissu de ePET. Ensuite, obtenir le module d'élasticité réel de la prothèse permet de la simuler avec ses propriétés exactes avec le modèle d'analyse par éléments finis.

Trois prothèses de fibres aléatoires (fabriquées avec le mandrin de 6 mm de diamètre) ont été découpées puis testées en tension uniaxiale suite à un test de compliance. La première prothèse a été testée trois fois dans la direction circonférentielle. Le module d'élasticité moyen obtenu est de 14 ± 5 MPa. Il est intéressant de noter que les deux premiers échantillons testés proviennent de l'une des extrémités de la prothèse et obtiennent un module de 10 MPa. Par contre, le dernier échantillon provient de l'autre extrémité de la prothèse et a lui obtenu un module de 19 MPa. Il y a donc une augmentation du module dans cette prothèse entre l'une de ses extrémités et l'autre. Lorsque la prothèse a été testée dans la direction longitudinale, les trois échantillons ont obtenu un module moyen de 52 ± 9 MPa. Cette dernière valeur est beaucoup plus près de celles obtenues dans les tests uniaxiaux. Par contre, ces résultats indiquent que le tissu de fibres aléatoires n'est plus isotrope.

Une seconde prothèse fabriquée de la même façon a été testée. Cette fois-ci, seulement deux échantillons ont été testés dans la direction circonférentielle et un seul dans la direction longitudinale. Les échantillons ont tous obtenu des modules d'élasticité près de 20 MPa, soit 16, 18 et 23 MPa. Cet échantillon, contrairement au précédent, est isotrope. Par contre, les modules obtenus sont beaucoup plus faibles que lors des tests uniaxiaux fait sur des feuilles dans le cadre de ce projet (le module d'élasticité obtenu est de 54 ± 2 MPa).

Il est donc possible de conclure que le changement de diamètre du mandrin a une influence sur le module d'élasticité obtenu (tableau X-1). Ceci peut sans doute s'expliquer par le fait que la vitesse de rotation du mandrin n'a pas été modifiée en fonction du diamètre du mandrin. En tenant compte de la différence de diamètre et en voulant obtenir la même vitesse de surface avec le mandrin de petit diamètre, la vitesse de rotation aurait dû être de 5000 RPM. Ceci est impossible avec le montage actuel. Pour cette raison, la comparaison a été effectuée avec les mêmes paramètres, à l'exception du mandrin.

Tableau-A X-1 Propriétés en tension uniaxiale de structures circulaires de ePET découpées dans la direction circonférentielle et longitudinale

Prothèse	1		2		3
Diamètre de mandrin	6 mm		6 mm		6 mm
Direction testée	C	L	C	L	C
n	3	3	2	1	1
Module d'élasticité (MPa)	14 ± 5	52 ± 9	16 et 18	22	15
Coefficient de Poisson	$0,12 \pm 0,03$	0,05 et 0,14	—	—	0,13
Contrainte max atteinte (MPa)	$2,7 \pm 0,44$	$4,5 \pm 0,25$	1,8 et 2	2,8	2,67

L'épaisseur d'échantillon obtenue est bien supérieure dans le cas de ces échantillons. Contrairement aux épaisseurs d'environ 0,08 mm obtenues sur le mandrin de 10 cm de diamètre, il a été possible d'obtenir des échantillons dont l'épaisseur atteint entre 0,5 et 0,8 mm. Ceci s'explique facilement puisque la même quantité de matériel est utilisée, alors que le diamètre du mandrin est diminué par un facteur près de 20, donc la surface circonférentielle du mandrin est grandement diminuée.

BIBLIOGRAPHIE

- Aghdam, R. M., S. Najarian, S. Shakhesi, S. Khanlari, K. Shaabani, et S. Sharifi. 2012. « Investigating the effect of PGA on physical and mechanical properties of electrospun PCL/PGA blend nanofibers ». *Journal of Applied Polymer Science*, vol. 124, n° 1, p. 123-131.
- AHA. 2014. « Atherosclerosis ». En Ligne. <http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/Cholesterol/WhyCholesterolMatters/Atherosclerosis_UCM_305564_Article.jsp>. Consulté le 21 juillet 2015.
- AHA. 2015. « Cardiac Procedures and Surgeries ». En Ligne. <http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/HeartAttack/PreventionTreatmentofHeartAttack/Cardiac-Procedures-and-Surgeries_UCM_303939_Article.jsp>. Consulté le 21 juillet 2015.
- Ahmed, F., N. Roy Choudhury, N. K. Dutta, L. Zou, et A. Zannettino. 2014. « Fabrication and characterisation of an electrospun tubular 3D scaffold platform of poly(vinylidene fluoride-co-hexafluoropropylene) for small-diameter blood vessel application ». *J Biomater Sci Polym Ed*, vol. 25, n° 18, p. 2023-41.
- AMTS. 2011. « Composite Design Section 2 of 3 : Composite design guidelines ». Édition 2011. AMTS-SWP-0048-F-2011. Technology Innovation Agency, 21 pages.
- ANSI, AAMI, et ISO. 2010. « ANSI/AAMI/ISO 7198 :1998/2001/(R)2010 : Cardiovascular implants - Tubular vascular prosthesis ». ANSI/AAMI/ISO 7198. Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 56 pages.
- Arica, Nafiz et Fatos T. Yarman-Vural. 2002. « Optical Character Recognition for Curative Handwriting ». *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 24, n° 6, p. 801-813.
- Arras, M. M. L., C. Grasl, H. Bergmeister, et H. Schima. 2012. « Electrospinning of aligned fibers with adjustable orientation using auxiliary electrodes ». *Science and Technology of Advanced Materials*, vol. 13, n° 3, p. 1-8.
- ASTM. 2010. « Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics ». Édition 2010. D638-10. ASTM International, 17 pages.
- Auricchio, F., M. Conti, M. De Beule, G. De Santis, et B. Verheghe. 2011. « Carotid artery stenting simulation : from patient-specific images to finite element analysis ». *Med Eng Phys*, vol. 33, n° 3, p. 281-9.
- Avidan, Shai. 2007. « Ensemble Tracking ». *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 29, n° 2, p. 261-271.

- Aviss, K. J., J. E. Gough, et S. Downes. 2010. « Aligned Electrospun Polymer Fibres For Skeletal Muscle Regeneration ». *European Cells and Materials*, vol. 19, p. 193-204.
- Bailly, L., C. Geindreau, L. Orgeas, et V. Deplano. 2012. « Towards a biomimetism of abdominal healthy and aneurysmal arterial tissues ». *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 10, p. 151-65.
- Bailly, L., M. Tounghara, L. Orgeas, E. Bertrand, V. Deplano, et C. Geindreau. 2014. « In-plane mechanics of soft architected fibre-reinforced silicone rubber membranes ». *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 40C, p. 339-353.
- Baldi, P. et Y. Chauvin. 1994. « Smooth On-line Learning Algorithms for Hidden Markov Models ». *Neural Computation*, vol. 6, n° 2, p. 179-190.
- Ballard, D. H. 1981. « Generalizing the Hough transform to detect arbitrary shapes ». *Pattern Recognition*, vol. 13, n° 2, p. 111-122.
- Ballarin, F. M., P. C. Caracciolo, E. Blotta, V. L. Ballarin, et G. A. Abraham. 2014. « Optimization of poly(l-lactic acid)/segmented polyurethane electrospinning process for the production of bilayered small-diameter nanofibrous tubular structures ». *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, vol. 42, p. 489-99.
- Ballyk, P. D., C. Walsh, J. Butany, et M. Ojha. 1998. « Compliance mismatch may promote graft—artery intimal hyperplasia by altering suture-line stresses ». *Journal of Biomechanics*, vol. 31, p. 229-237.
- Bauernschmitt, R., S Schulz, A Schwarzhaupt, U Kiencke, C.-F. Vahl, R. Lange, et S. Hagl. 1999. « Simulation of Arterial Hemodynamics After Partial Prosthetic Replacement of the Aorta ». *Ann Thorac Surg*, vol. 67, p. 676-682.
- Bazergui, A., T. Bui-Quoc, A. Biron, McIntyre G., et C. Laberge, 2002. *Résistance des matériaux, troisième édition*. Montréal : Presses internationales Polytechnique, 715 p.
- Bergel, D. H. 1961. « The Static Elastic Properties Of The Arterial Wall ». *J. Physiol*, vol. 156, p. 445-457.
- Berger, K., L. R. Sauvage, A. M. Rao, et S. J. Wood. 1972. « Healing of arterial prostheses in Man : Its incompleteness ». *Annals of Surgery*, vol. 175, n° 1, p. 118-127.
- Bhatia, P. 2010. « Strategy for detection and localization of evil-twin transmitters in wireless networks ». Master of computer science, Ottawa, Carleton University, 43 p.
- Binsztok, Henri et Thierry Artières. 2005. « Learning Model Structure from Data : An Application to On-Line Handwriting ». *Electronic Letters on Computer Vision and Image Analysis*, vol. 5, n° 2, p. 30-46.

- Bojovic, Marija et Milan D. Savic. 2000. « Training of Hidden Markov Models for Cursive Handwritten Word Recognition ». In *Proceedings of 15th International Conference on Pattern Recognition*.
- Boubaker, B. B., B. Haussy, et J. F. Ganghoffer. 2007. « Discrete models of woven structures. Macroscopic approach ». *Composites Part B : Engineering*, vol. 38, n° 4, p. 498-505.
- Brown, L. C. et J. T. Powell. 1999. « Risk factors for aneurysm rupture in patients kept under ultrasound surveillance ». *Annals of Surgery*, vol. 230, n° 3, p. 289-297.
- Browning, M. B., D. Dempsey, V. Guiza, S. Becerra, J. Rivera, B. Russell, M. Hook, F. Clubb, M. Miller, T. Fossum, J. F. Dong, A. L. Bergeron, M. Hahn, et E. Cosgriff-Hernandez. 2012. « Multilayer vascular grafts based on collagen-mimetic proteins ». *Acta Biomater*, vol. 8, n° 3, p. 1010-21.
- Burger, C., B. S. Hsiao, et B. Chu. 2006. « Nanofibrous materials and their applications ». *Annu. Rev. Mater. Res.*, vol. 36, p. 333-368.
- Canada, Agence de la santé Publique du. 2013-10-07 2013. « Hypertension ». <<http://www.phac-aspc.gc.ca/cd-mc/cvd-mcv/hypertension-fra.php>>.
- Cha, D. I., K. W. Kim, G. H. Chu, H. Y. Kim, K. H. Lee, et N. Bhattarai. 2006. « Mechanical Behaviors and Characterization of Electrospun Polysulfone/Polyurethane Blend Nonwovens ». *Macromolecular Research*, vol. 14, n° 3, p. 331-337.
- Chamis, C. C. et J. H. Sinclair. 1977. « Ten-deg Off-axis Test for Shear Properties in Fiber Composites ». *Experimental Mechanics*, p. 339-346.
- Chandran, K.B., D. Gao, G. Han, H. Baraniewski, et J.D. Corson. 1992. « Finite-element analysis of arterial anastomoses with vein, Dacron and PTFE grafts ». *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 30, p. 413-418.
- Charbonneau, C., B. Liberelle, M. J. Hebert, G. De Crescenzo, et S. Lerouge. 2011. « Stimulation of cell growth and resistance to apoptosis in vascular smooth muscle cells on a chondroitin sulfate/epidermal growth factor coating ». *Biomaterials*, vol. 32, n° 6, p. 1591-600.
- Chen, Y., X. Ding, Y. L. Li, X. Q. Zhao, et J. Y. Hu. 2011. « Experimental Models of Compliance and Young's Modulus of Woven Vascular Prosthesis ». *Advanced Materials Research*, vol. 332-334, p. 609-612.
- Chlupac, J., E. Filova, et L. Bačáková. 2009. « Blood Vessel Replacement : 50 years of Development and Tissue Engineering Paradigms in Vascular Surgery ». *Physiological Research*, vol. 58, n° 2, p. 5119 - 5139.
- Cook, R. D., D. S. Malkus, M. E. Plesha, et R. J. Witt, 2002. *Concepts and applications of finite element analysis*. éd. 4. 719 p.

- Cortez Tornello, P. R., P. C. Caracciolo, T. R. Cuadrado, et G. A. Abraham. 2014. « Structural characterization of electrospun micro/nanofibrous scaffolds by liquid extrusion porosimetry : a comparison with other techniques ». *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, vol. 41, p. 335-42.
- D'Amore, A., N. Amoroso, R. Gottardi, C. Hobson, C. Carruthers, S. Watkins, W. R. Wagner, et M. S. Sacks. 2014. « From single fiber to macro-level mechanics : A structural finite-element model for elastomeric fibrous biomaterials ». *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 39, p. 146-61.
- Das, T. K. et S. Prusty. 2012. « Review on Conducting Polymers and Their Applications ». *Polymer-Plastics Technology and Engineering*, vol. 51, n° 14, p. 1487-1500.
- de Jong, S. et R. Postle. 1977. « 39—an Energy Analysis of Woven-Fabric Mechanics by Means of Optimal-Control Theory Part I : Tensile Properties ». *The Journal of The Textile Institute*, vol. 68, n° 11, p. 350-361.
- De Santis, G., M. De Beule, K. Van Canneyt, P. Segers, P. Verdonck, et B. Verhegghe. 2011. « Full-hexahedral structured meshing for image-based computational vascular modeling ». *Med Eng Phys*, vol. 33, n° 10, p. 1318-25.
- de Valence, S., J. C. Tille, J. P. Giliberto, W. Mrowczynski, R. Gurny, B. H. Walpoth, et M. Moller. 2012. « Advantages of bilayered vascular grafts for surgical applicability and tissue regeneration ». *Acta Biomater*, vol. 8, n° 11, p. 3914-20.
- Dee, K. C., D. A. Puleo, et R. Bizios, 2002. *Example 1. Opening Occluded Vessels : Vascular Grafts, Intimal Hyperplasia*, book section 10. John Wiley & Sons, Inc.
- Dong, Y. 2009. « Nanofibers Covered Stent for Vascular Diseases ». PhD thesis, National University Of Singapore, 183 p.
- Dotti, F., A. Varesano, A. Montarsolo, A. Aluigi, C. Tonin, et G. Mazzuchetti. 2007. « Electrospun Porous Mats for High Efficiency Filtration ». *Journal of Industrial Textiles*, vol. 37, n° 2, p. 151-162.
- Etienne, S et L David, 2012. *Introduction à la physique des polymères*. éd. 2. 384 p.
- Fishbein, G. A. et M. C. Fishbein. 2009. « Arteriosclerosis : Rethinking the Current Classification ». *Arch Pathol Lab Med*, vol. 133.
- Ganesh, V. K. et N. K. Naik. 1997. « (± 45) Degree Off-Axis Tension Test for Shear Characterization of Plain Weave Fabric Composites ». *Journal of Composites Technology & Research*, vol. 19, n° 2, p. 77-87.
- GDT. 2012. « Compliance ». En Ligne. <http://gdt.oqlf.gouv.qc.ca/ficheOqlf.aspx?Id_Fiche=110922>. Consulté le 29 avril 2014.

- Greenhalgh, R. M. et J. T. Powell. 2008. « Endovascular repair of abdominal aortic aneurysm ». *The New England Journal of Medicine*, vol. 358, p. 494-501.
- Greenwald, S. E. et C. L. Berry. 2000. « Improving vascular grafts : the importance of mechanical and haemodynamic properties ». *Journal of Pathology*, vol. 190, p. 292-299.
- Groenink, M., S. E. Langerak, E. Vanbavel, E. E. van der Wall, B. J. M. Mulder, A. C. van der Wal, J. A.E. Spaan, et B. S. Gupta. 1999. « The influence of aging and aortic stiffness on permanent dilation and breaking stress of the thoracic descending aorta ». *Cardiovascular Research*, vol. 43, p. 471-480.
- Gu, M., K. Wang, W. Li, C. Qin, J. J. Wang, et L. Dai. 2011. « Preparation and characterization of PVA/PU blend nanofiber mats by dual-jet electrospinning ». *Fibers and Polymers*, vol. 12, n° 1, p. 65-72.
- Guo, F., N. Wang, L. Wang, L. Hou, L. Ma, J. Liu, Y. Chen, B. Fan, et Y. Zhao. 2015. « An electrospun strong PCL/PU composite vascular graft with mechanical anisotropy and cyclic stability ». *J. Mater. Chem. A*, vol. 3, n° 9, p. 4782-4787.
- Hadjizadeh, A., A. Ajji, et M. N. Bureau. 2010. « Preparation and characterization of NaOH treated micro-fibrous polyethylene terephthalate nonwovens for biomedical application ». *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 3, n° 8, p. 574-83.
- Hanel, K. C., C. McCabe, W. M. Abbott, J. Fallon, et J. Megerman. 1982. « Current PTFE grafts : a biomechanical, scanning electron, and light microscopic evaluation ». *Ann Surg*, vol. 195, n° 4, p. 456-63.
- Hastings, G. W., 1992. *Cardiovascular Biomaterials*, volume 1. Garth W. Hastings, London : Springer-Verlag, 198 p.
- Hayoz, D., B. Rutschmann, F. Perret, M. Niederberger, Y. Tardy, V. Mooser, J. Nussberger, B. Waeber, et H. R. Brunner. 1992. « Conduit artery compliance and distensibility are not necessarily reduced in hypertension ». *Hypertension*, vol. 20, n° 1, p. 1-6.
- He, W., Z. Hu, A. Xu, R. Liu, H. Yin, J. Wang, et S. Wang. 2013. « The preparation and performance of a new polyurethane vascular prosthesis ». *Cell Biochem Biophys*, vol. 66, n° 3, p. 855-66.
- Hearle, J. W. S., P. Potluri, et V. S. Thammandra. 2001. « Modelling Fabric Mechanics ». *Journal of Textile Institute*, p. 53 - 69.
- Hofer, M., G. Rappitsch, K. Perktold, W. Trubelt, et H. Schimat. 1996. « Numerical Study of Wall Mechanics and Fluid Dynamics in End-To-Side Anastomoses and Correlation to Intimal Hyperplasia ». *Journal of Biomechanics*, vol. 29, n° 10, p. 1297-1308.
- Horrocks, A. R. et S. C. Anand, 2000. *Handbook Of Technical Textiles*. Cambridge : Woodhead publishing limited, 559 p.

- Huang, C., X. Geng, K. Qinfei, M. Xiumei, S. S. Al-Deyab, et M. El-Newehy. 2012. « Preparation of composite tubular grafts for vascular repair via electrospinning ». *Progress in Natural Science : Materials International*, vol. 22, n° 2, p. 108-114.
- Jayasinghe, S. N. 2013. « Cell electrospinning : a novel tool for functionalising fibres, scaffolds and membranes with living cells and other advanced materials for regenerative biology and medicine ». *Analyst*, vol. 138, n° 8, p. 2215-23.
- Jeong, S. I., S. Y. Kim, S. K. Cho, M. S. Chong, K. S. Kim, H. Kim, S. B. Lee, et Y. M. Lee. 2007. « Tissue-engineered vascular grafts composed of marine collagen and PLGA fibers using pulsatile perfusion bioreactors ». *Biomaterials*, vol. 28, n° 6, p. 1115-22.
- Ji, W., F. Yang, J. J. van den Beucken, Z. Bian, M. Fan, Z. Chen, et J. A. Jansen. 2010. « Fibrous scaffolds loaded with protein prepared by blend or coaxial electrospinning ». *Acta Biomater*, vol. 6, n° 11, p. 4199-207.
- Johnson, J., A. Niehaus, S. Nichols, D. Lee, J. Koepsel, D. Anderson, et J. Lannutti. 2009. « Electrospun PCL in vitro : a microstructural basis for mechanical property changes ». *J Biomater Sci Polym Ed*, vol. 20, n° 4, p. 467-81.
- Joseph, J., J. Venkataraman, V. J. Kumar, et S. Suresh. 2011. « Non-invasive estimation of arterial compliance ». In *Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC), 2011 IEEE*. p. 1-5.
- Jouan, M. R., M. N. Bureau, A. Ajji, et M. A. Huneault. 2005. « How to design a structure able to mimic the arterial wall mechanical behavior ? ». *Journal Of Materials Science*, vol. 40, p. 2675-77.
- Ju, Y. M., J. S. Choi, A. Atala, J. J. Yoo, et S. J. Lee. 2010. « Bilayered scaffold for engineering cellularized blood vessels ». *Biomaterials*, vol. 31, n° 15, p. 4313-21.
- Kahveci, K. et B. R. Becker. 2015. « A numerical model of pulsatile blood flow in compliant arteries of a truncated vascular system ». *International Communications in Heat and Mass Transfer*, vol. 67, p. 51-58.
- Khder, Y., L. Bray-Desboscs, E. Aliot, et F. Zannad. 1997. « Effects of Blood Pressure Control on Radial Artery Diameter and Compliance in Hypertensive Patients ». *American Journal of Hypertension*, vol. 10, n° 3, p. 269-274.
- Kim, S. H., C. H. Mun, Y. Jung, S. H. Kim, D. I. Kim, et S. H. Kim. 2013. « Mechanical properties of compliant double layered poly(L-lactide-co-ε-caprolactone) vascular graft ». *Macromolecular Research*, vol. 21, n° 8, p. 886-891.
- Kollár, L.P. et G.S. Springer, 2003. *Mechanics of Composite Structures*.
- Kłosowski, P., W. Komar, et K. Woźnica. 2009. « Finite element description of nonlinear viscoelastic behaviour of technical fabric ». *Construction and Building Materials*, vol. 23, n° 2, p. 1133-40.

- Laogunt, A. A. et R. G. Gosling. 1982. « In vivo arterial compliance in man ». *Clinical Physics and Physiological Measurement*, vol. 3, n° 3, p. 201-212.
- Lederle, F. A., G. Johnson, S. E. Wilson, D. J. Ballard, W. D. Jordan, J. Blebea, F. N. Littooy, J. A. Freischlag, D. Bandyk, J. H. Rapp, et A. A. Salam. 2002. « Rupture rate of large abdominal aortic aneurysms in patients refusing or unfit for elective repair ». *Journal of the American Medical Association*, vol. 287, n° 22, p. 2968-72.
- Lee, S. J., J. Liu, S. H. Oh, S. Soker, A. Atala, et J. J. Yoo. 2008. « Development of a composite vascular scaffolding system that withstands physiological vascular conditions ». *Biomaterials*, vol. 29, n° 19, p. 2891-8.
- Lemson, M. S., J. H. Tordoir, M. J. Daemen, et P. J. Kitslaar. 2000. « Intimal hyperplasia in vascular grafts ». *Eur J Vasc Endovasc Surg*, vol. 19, n° 4, p. 336-50.
- Lerouge, S., J. Raymond, I. Salazkin, Z. Qin, L. Gaboury, G. Cloutier, V. L. Oliva, et G. Soulez. 2004. « Endovascular aortic aneurysm repair with stent-grafts : experimental models can reproduce endoleaks ». *J Vasc Interv Radiol*, vol. 15, n° 9, p. 971-9.
- Leuprecht, A., K. Perktold, M. Prosi, T. Berk, W. Trubel, et H. Schima. 2002. « Numerical study of hemodynamics and wall mechanics in distal end-to-side anastomoses of bypass grafts ». *Journal of Biomechanics*, vol. 35, n° 2, p. 225-236.
- L'Heureux, N., N. Dusserre, G. Konig, B. Victor, P. Keire, T. N. Wight, N. A. F. Chronos, A. E. Kyles, C. R. Gregory, G. Hoyt, R. C. Robbins, et T. N. McAllister. 2006. « Human Tissue Engineered Blood Vessel For Adult Arterial Revascularization. ». *Nature Medecine*, vol. 12, p. 361-365.
- Liu, H., S. Wang, et N. Qi. 2012. « Controllable structure, properties, and degradation of the electrospun PLGA/PLA-blended nanofibrous scaffolds ». *Journal of Applied Polymer Science*, vol. 125, n° S2, p. E468-E476.
- Ma, Z. 2005. « Grafting of Gelatin on Electrospun Poly(caprolactone) Nanofibers to Improve Endothelial Cell Spreading and Proliferation and to Control Cell Orientation ». *Tissue Eng*, vol. 11, n° 7, p. 1149 - 1158.
- Malina, M., J. Brunkwall, K. Ivancev, J. Jonsson, J. Malina, et B. Lindblad. 2000. « Endovascular healing is inadequate for fixation of Dacron stent-grafts in human aortoiliac vessels ». *Eur J Vasc Endovasc Surg*, vol. 19, n° 1, p. 5-11.
- Mani, G., M. D. Feldman, D. Patel, et C. M. Agrawal. 2007. « Coronary stents : a materials perspective ». *Biomaterials*, vol. 28, n° 9, p. 1689-710.
- Marieb, E. N. et K. Hoehn, 2007. *Human Anatomy & Physiology*. éd. 7th ed. 7th ed. published in 2006.

- Marques, D. R., L. A. dos Santos, L. F. Schopf, et J. C. S. de Fraga. 2013. « Analysis of Poly(Lactic-co-Glycolic Acid)/Poly(Isoprene) Polymeric Blend for Application as Bio-material ». *Polímeros Ciência e Tecnologia*, p. 579 - 584.
- McClure, M. J., S. A. Sell, D. G. Simpson, B. H. Walpoth, et G. L. Bowlin. 2010. « A three-layered electrospun matrix to mimic native arterial architecture using polycaprolactone, elastin, and collagen : a preliminary study ». *Acta Biomater*, vol. 6, n° 7, p. 2422-33.
- Meng, Z. X., Q. T. Zeng, Z. Z. Sun, X. X. Xu, Y. S. Wang, W. Zheng, et Y. F. Zheng. 2012. « Immobilizing natural macromolecule on PLGA electrospun nanofiber with surface entrapment and entrapment-graft techniques ». *Colloids Surf B Biointerfaces*, vol. 94, p. 44-50.
- Moayeri, A. et A. Ajji. 2015. « Fabrication of polyaniline/poly(ethylene oxide)/non-covalently functionalized graphene nanofibers via electrospinning ». *Synthetic Metals*, vol. 200, p. 7-15.
- Moreno, M. J., A. Ajji, D. Mohebbi-Kalhari, M. Rukhlova, A. Hadjizadeh, et M. N. Bureau. 2011. « Development of a compliant and cytocompatible micro-fibrous polyethylene terephthalate vascular scaffold ». *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, vol. 97, n° 2, p. 201-14.
- Mozersky, D. J., D. S. Sumnfr, D. E. Hokanson, et D. E. Strandness. 1972. « Transcutaneous Measurement of the Elastic Properties of the Human Femoral Artery ». *Circulation*, vol. 46, n° 5, p. 948-955.
- Nakashima, R., K. Watanabe, Y. Lee, B. S. Kim, et I. S. Kim. 2013. « Mechanical Properties of Poly(vinylidene fluoride) Nanofiber Filaments Prepared by Electrospinning and Twisting ». *Advances in Polymer Technology*, vol. 32, n° S1, p. E44-E52.
- Narayanaswami, R. et H. M. Adelman. 1977. « Evaluation of the Tensor Polynomial and Hoffman Strength Theories for Composite Materials ». *Journal of Composite Materials*, vol. 11, n° 4, p. 366-377.
- Nezarati, R. M., M. B. Eifert, D. K. Dempsey, et E. Cosgriff-Hernandez. 2015. « Electrospun vascular grafts with improved compliance matching to native vessels ». *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, vol. 103, n° 2, p. 313-23.
- Nguyen, T. H., A. R. Padalhin, H. S. Seo, et B. T. Lee. 2013. « A hybrid electrospun PU/PCL scaffold satisfied the requirements of blood vessel prosthesis in terms of mechanical properties, pore size, and biocompatibility ». *J Biomater Sci Polym Ed*, vol. 24, n° 14, p. 1692-706.
- Nordon, I. M., R. J. Hinchliffe, I. M. Loftus, et M. M. Thompson. 2011. « Pathophysiology and epidemiology of abdominal aortic aneurysms ». *Nat Rev Cardiol*, vol. 8, n° 2, p. 92-102.

- Pakravan, M., M.-C. Heuzey, et A. Ajji. 2011. « A fundamental study of chitosan/PEO electrospinning ». *Polymer*, vol. 52, n° 21, p. 4813-24.
- Provot, X. 1996. « Deformation Constraints in a Mass-Spring Model to Describe Rigid Cloth Behavior ». In *In Graphics Interface*. p. 147–154.
- Raghavan, B. K. et D. W. Coffin. 2011. « Control of Inter-fiber Fusing for Nanofiber Webs via Electrospinning ». *Journal of Engineered Fibers and Fabrics*, vol. 6, n° 4, p. 1 - 5.
- Raghu, R. et C. A. Taylor. 2011. « Verification of a one-dimensional finite element method for modeling blood flow in the cardiovascular system incorporating a viscoelastic wall model ». *Finite Elements in Analysis and Design*, vol. 47, n° 6, p. 586-592.
- Rai, R., M. Tallawi, A. Grigore, et A. R. Boccaccini. 2012. « Synthesis, properties and biomedical applications of poly(glycerol sebacate) (PGS) : A review ». *Progress in Polymer Science*, vol. 37, n° 8, p. 1051-78.
- Ramier, Julien. 2012. « tructures poreuses tridimensionnelles de biopolymères pour l'ingénierie tissulaire ». Thesis, Université Paris-Est, 2.
- Roy, D., C. Kauffmann, S. Delorme, S. Lerouge, G. Cloutier, et G. Soulez. 2012. « A literature review of the numerical analysis of abdominal aortic aneurysms treated with endovascular stent grafts ». *Comput Math Methods Med*, vol. 2012, p. 1 - 16.
- Russel, S. J., 2007. *Handbook of Nonwovens*. Cambridge : Woodhead Publishing Limited, 544 p.
- Salacinski, H. J., S. Goldner, A. Giudiceandrea, G. Hamilton, A. M. Seifalian, A. Edwards, et R. J. Carson. 2001. « The Mechanical Behavior of Vascular Grafts : A Review ». *Journal of Biomaterials Applications*, vol. 15, n° 3, p. 241-278.
- Salvi, P., 2012. *Pulse Waves : How Vascular Hemodynamics Affects Blood Pressure*. 138 p.
- Sankaran, K. K., U. M. Krishnan, et S. Sethuraman. 2014. « Axially aligned 3D nanofibrous grafts of PLA-PCL for small diameter cardiovascular applications ». *J Biomater Sci Polym Ed*, vol. 25, n° 16, p. 1791-812.
- Sarkar, S., H. J. Salacinski, G. Hamilton, et A. M. Seifalian. 2006. « The mechanical properties of infrainguinal vascular bypass grafts : their role in influencing patency ». *Eur J Vasc Endovasc Surg*, vol. 31, n° 6, p. 627-36.
- Sarkar, S., T. Schmitz-Rixen, G. Hamilton, et A. M. Seifalian. 2007. « Achieving the ideal properties for vascular bypass grafts using a tissue engineered approach : a review ». *Med Biol Eng Comput*, vol. 45, n° 4, p. 327-36.
- Savoji, H., A. Hadjizadeh, M. Maire, A. Ajji, M. R. Wertheimer, et S. Lerouge. 2014a. « Electrospun nanofiber scaffolds and plasma polymerization : a promising combination towards complete, stable endothelial lining for vascular grafts ». *Macromol Biosci*, vol. 14, n° 8, p. 1084-95.

- Savoji, H., S. Lerouge, A. Ajji, et M. R. Wertheimer. 2014b. « Plasma-Etching for Controlled Modification of Structural and Mechanical Properties of Electrospun PET Scaffolds ». *Plasma Processes and Polymers*, p. n/a-n/a.
- Schmitz-Rixen, T., S. Lepidi, et G. Hamilton. 1993. « Compliance : a fundamental biomechanical property in the maintenance of an arterial reconstruction ? ». *Ann Ital Chir*, vol. 64, n° 1, p. 15-27.
- Sell, S. A., M. J. McClure, C. P. Barnes, D. C. Knapp, B. H. Walpoth, D. G. Simpson, et G. L. Bowlin. 2006. « Electrospun polydioxanone-elastin blends : potential for bioresorbable vascular grafts ». *Biomed Mater*, vol. 1, n° 2, p. 72-80.
- Shalumon, K. T., P. R. Sreerekha, D. Sathish, H. Tamura, S. V. Nair, K. P. Chennazhi, et R. Jayakumar. 2011. « Hierarchically designed electrospun tubular scaffolds for cardiovascular applications ». *J Biomed Nanotechnol*, vol. 7, n° 5, p. 609-20.
- Shaw, J. A., B. A. Kingwell, A. S. Walton, J. D. Cameron, P. Pillay, C. D. Gatzka, et A. M. Dart. 2002. « Determinants of coronary artery compliance in subjects with and without angiographic coronary artery disease ». *J Am Coll Cardiol*, vol. 39, n° 10, p. 1637-43.
- Shimizu, K., R. N. Mitchell, et P. Libby. 2006. « Inflammation and cellular immune responses in abdominal aortic aneurysms ». *Arterioscler Thromb Vasc Biol*, vol. 26, n° 5, p. 987-94.
- Shin, H. J., C. H. Lee, I. H. Cho, Y. J. Kim, Y. J. Lee, I. A. Kim, K. D. Park, N. Yui, et J. W. Shin. 2006. « Electrospun PLGA nanofiber scaffolds for articular cartilage reconstruction : mechanical stability, degradation and cellular responses under mechanical stimulation in vitro ». *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, vol. 17, n° 1-2, p. 103-119.
- Silberstein, M. N., C.-L. Pai, G. C. Rutledge, et M. C. Boyce. 2012. « Elastic-plastic behavior of non-woven fibrous mats ». *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, vol. 60, n° 2, p. 295-318.
- Singh, C. et X. Wang. 2013. « A biomimetic approach for designing stent-graft structures : Caterpillar cuticle as design model ». *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 30C, p. 16-29.
- Sirry, M. S., P. Zilla, et T. Franz. 2010. « A Computational Study of Structural Designs for a Small-Diameter Composite Vascular Graft Promoting Tissue Regeneration ». *Cardiovascular Engineering and Technology*, vol. 1, n° 4, p. 269-281.
- Slater, J. W. 2008. « Examining Spatial (Grid) Convergence ». En ligne. <<http://www.grc.nasa.gov/WWW/wind/valid/tutorial/spatconv.html>>. Consulté le 4 mars 2014.
- Soletti, L., Y. Hong, J. Guan, J. J. Stankus, M. S. El-Kurdi, W. R. Wagner, et D. A. Vorp. 2010. « A bilayered elastomeric scaffold for tissue engineering of small diameter vascular grafts ». *Acta Biomater*, vol. 6, n° 1, p. 110-22.

- Soliman, S., S. Sant, J. W. Nichol, M. Khabiry, E. Traversa, et A. Khademhosseini. 2011. « Controlling the porosity of fibrous scaffolds by modulating the fiber diameter and packing density ». *J Biomed Mater Res A*, vol. 96, n° 3, p. 566-74.
- Soman, P., J. W. Lee, A. Phadke, S. Varghese, et S. Chen. 2012. « Spatial tuning of negative and positive Poisson's ratio in a multi-layer scaffold ». *Acta Biomater*, vol. 8, n° 7, p. 2587-94.
- Sousa, L. C., C. F. Castro, C. C. Antonio, et R. Chaves. 2012. « Blood flow simulation and vascular reconstruction ». *J Biomech*, vol. 45, n° 15, p. 2549-55.
- Stefanadis, C., C. Stratos, C. Vlachopoulos, S. Marakas, H. Boudoulas, I. Kallikazaros, E. Tsiamis, K. Toutouzas, L. Sioros, et P. Toutouzas. 1995. « Pressure-diameter relation of the human aorta. A new method of determination by the application of a special ultrasonic dimension catheter ». *Circulation*, vol. 92, n° 8, p. 2210-9.
- Stergiopoulos, N., J.J. Meister, et N. Westerhof. 1994. « Simple and Accurate Way for Estimating Total and Segmental Arterial Compliance : The Pulse Pressure Method ». *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 22, p. 392-397.
- Stewart, S. F. C. 1992. « Effects of an Artery/Vascular Graft Compliance Mismatch on Protein Transport : A Numerical Study ». *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 32, n° 7, p. 991-1006.
- Stewart, S. F. C. et D. J. Lyman. 2004. « Effects of an Artery/Vascular Graft Compliance Mismatch on Protein Transport : A Numerical Study ». *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 32, n° 7, p. 991-1006.
- Studinger, P., Z. Lenard, R. Reneman, et M. Kollai. 2000. « Measurement of Aortic Arch Distension Wave With The Echo-Track Technique ». *Ultrasound Med Biol*, vol. 26, n° 8, p. 1285-1291.
- Stylianopoulos, T., C. A. Bashur, A. S. Goldstein, S. A. Guelcher, et V. H. Barocas. 2008. « Computational predictions of the tensile properties of electrospun fibre meshes : effect of fibre diameter and fibre orientation ». *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 1, n° 4, p. 326-35.
- Sun, H., N. Pan, et R. Postle. 2005. « On the Poisson's ratios of a woven fabric ». *Composite Structures*, vol. 68, n° 4, p. 505-510.
- Tai, N. R., H. J. Salacinski, A. Edwards, G. Hamilton, et A. M. Seifalian. 2000. « Compliance properties of conduits used in vascular reconstruction ». *British Journal of Surgery*, vol. 87, n° 11, p. 1516-1524.
- Taibi, El H. 2001. « Caractérisation, modélisation et simulation du comportement d'un tissu textile ». Thèse de doctorat, Université Mohamed 5 et Université Bordeaux 1, 199 p.

- Teo, W. E. et S. Ramakrishna. 2005. « Electrospun fibre bundle made of aligned nanofibres over two fixed points ». *Nanotechnology*, vol. 16, n° 9, p. 1878-1884.
- Teo, W. E. et S. Ramakrishna. 2006. « A review on electrospinning design and nanofibre assemblies ». *Nanotechnology*, vol. 17, n° 14, p. R89-R106.
- Tiwari, A., H. J. Salacinski, G. Hamilton, et A. M. Seifalian. 2001. « Tissue engineering of vascular bypass grafts : role of endothelial cell extraction ». *Eur J Vasc Endovasc Surg*, vol. 21, n° 3, p. 193-201.
- Tsai, S. W. et E. M. Wu. 1971. « A General Theory of Strength for Anisotropic Materials ». *Journal of Composite Materials*, vol. 5, n° 1, p. 58-80.
- Valiquette, D. 2009. « Électrofilage de fibres à partir de mélanges polystyrène/poly(vinyl méthyl éther) ». Mémoire de maîtrise, Université de Montréal, 101 p.
- Vara, D. S., G. Punshon, K. M. Sales, G. Hamilton, et A. M. Seifalian. 2006. « The effect of shear stress on human endothelial cells seeded on cylindrical viscoelastic conduits : an investigation of gene expression ». *Biotechnol Appl Biochem*, vol. 45, n° Pt 3, p. 119-30.
- Veleirinho, B. et J. A. Lopes-da Silva. 2009. « Application of electrospun poly(ethylene terephthalate) nanofiber mat to apple juice clarification ». *Process Biochemistry*, vol. 44, n° 3, p. 353-356.
- Venkatraman, S., F. Boey, et L. L. Lao. 2008. « Implanted cardiovascular polymers : Natural, synthetic and bio-inspired ». *Progress in Polymer Science*, vol. 33, n° 9, p. 853-874.
- Vignon-Clementel, I. E., C. A. Figueroa, K. E. Jansen, et C. A. Taylor. 2006. « Outflow boundary conditions for three-dimensional finite element modeling of blood flow and pressure in arteries ». *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 195, n° 29-32, p. 3776-3796.
- Vosáhlo, J., O. Novák, M. Petrů, et P. Lepšík. 2015. « FEM Modelling and Experimental Analysis of Mechanical Properties of Artificial Blood Vessel ». *Applied Mechanics and Materials*, vol. 732, p. 165-168.
- Walden, R., G. J. L'Italien, J. Megerman, et W. M. Abbott. 1980. « Matched elastic properties and successful arterial grafting ». *Arch Surg*, vol. 115, n° 10, p. 1166-9.
- Wang, H., Y. Feng, Z. Fang, W. Yuan, et M. Khan. 2012a. « Co-electrospun blends of PU and PEG as potential biocompatible scaffolds for small-diameter vascular tissue engineering ». *Materials Science and Engineering : C*, vol. 32, n° 8, p. 2306-2315.
- Wang, H., Y. Feng, W. Yuan, H. Zhao, Z. Fang, M. Khan, et J. Guo. 2012b. « Fabrication and characterization of electrospun biocompatible PU/PEGMA hybrid nanofibers by in-situ UV photopolymerization ». *Science China Physics, Mechanics and Astronomy*, vol. 55, n° 7, p. 1189-1193.

- Whited, B. M. et M. N. Rylander. 2014. « The influence of electrospun scaffold topography on endothelial cell morphology, alignment, and adhesion in response to fluid flow ». *Biotechnol Bioeng*, vol. 111, n° 1, p. 184-95.
- WHO. 2010. Global status report on noncommunicable diseases. Geneva, World Health Organization.
- WHO. 2011. Global atlas on cardiovascular disease prevention and control. Geneva, World Health Organization.
- Williams, D. F. 2008. « On the mechanisms of biocompatibility ». *Biomaterials*, vol. 29, n° 20, p. 2941-53.
- Xu, C., R. Inai, M. Kotaki, et S. Ramakrishna. 2004. « Electrospun nanofiber fabrication as synthetic extracellular matrix and its potential for vascular tissue engineering ». *Tissue Eng*, vol. 10, n° 7-8, p. 1160-8.
- Yan, D., J. Jones, X. Y. Yuan, X. H. Xu, J. Sheng, J. C. Lee, G. Q. Ma, et Q. S. Yu. 2013. « Plasma treatment of electrospun PCL random nanofiber meshes (NFMs) for biological property improvement ». *J Biomed Mater Res A*, vol. 101, n° 4, p. 963-72.
- Yang, S., K.-F. Leong, Z. Du, et C.-K. Chua. 2001. « The Design of Scaffolds for Use in Tissue Engineering. Part I. Traditional Factors ». *Tissue Engineering*, vol. 7, n° 6, p. 679 - 89.
- Yeoman, M. S., B. D. Reddy, H. C. Bowles, P. Zilla, D. Bezuidenhout, et T. Franz. 2009. « The use of finite element methods and genetic algorithms in search of an optimal fabric reinforced porous graft system ». *Ann Biomed Eng*, vol. 37, n° 11, p. 2266-87.
- Zhao, L., C. He, Da Ming Zhang, J. Chang, et Lei Cui. 2009. « Comparison of Electrospun PBSU and PLGA Scaffolds Applied in Vascular Tissue Engineering ». *Journal of Biomimetics, Biomaterials, and Tissue Engineering*, vol. 2, p. 27-38.
- Zidi, M. et M. Cheref. 2003. « Mechanical analysis of a prototype of small diameter vascular prosthesis : numerical simulations ». *Computers in Biology and Medicine*, vol. 33, p. 65 - 75.
- Zilla, P., D. Bezuidenhout, et P. Human. 2007. « Prosthetic vascular grafts : wrong models, wrong questions and no healing ». *Biomaterials*, vol. 28, n° 34, p. 5009-27.