



**HAL**  
open science

## Contribution à l'étude de la compliance et du vieillissement des prothèses artérielles

Foued Khoffi

► **To cite this version:**

Foued Khoffi. Contribution à l'étude de la compliance et du vieillissement des prothèses artérielles. Mécanique [physics.med-ph]. Université de Haute Alsace - Mulhouse, 2012. Français. NNT : 2012MULH4085 . tel-01016578

**HAL Id: tel-01016578**

**<https://theses.hal.science/tel-01016578>**

Submitted on 30 Jun 2014

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

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

UNIVERSITÉ DE HAUTE ALSACE  
ÉCOLE NATIONALE SUPÉRIEURE D'INGÉNIEURS SUD ALSACE  
LABORATOIRE DE PHYSIQUE ET MÉCANIQUE TEXTILES

# THÈSE

Pour l'obtention du titre de

DOCTEUR EN GÉNIE MÉCANIQUE

par

**Foued KHOFFI**

CONTRIBUTION A L'ETUDE DE LA  
COMPLIANCE ET DU VIEILLISSEMENT DES  
PROTHESES ARTERIELLES

Soutenu le 20 décembre 2012 devant le jury suivant :

Pr. André MERLIN  
Pr. Faouzi SAKLI  
Pr. Nabil CHAKFE  
Pr. Bernard DURAND  
Pr. Florence DIEVAL  
Dr. Daniel MATHIEU

Université de Lorraine  
ISET Ksar Hellal - TN  
Hôpital Civil Strasbourg  
Université de Haute Alsace  
Université de Haute Alsace  
Université de Haute Alsace

Rapporteur  
Rapporteur  
Examinateur  
Directeur  
Co-directeur  
Co-directeur

## Remerciements

Je remercie le gouvernement Tunisien et le ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique pour la bourse sans laquelle je n'aurais pas pu faire mes études en France.

Je tiens à remercier également la fondation A. V. Wallach, le Groupe Européen de Recherche sur les Prothèses Appliquées à la Chirurgie Vasculaire (GEPROVAS) et son directeur, le Professeur Nabil CHAKFE, pour sa présence, son aide, son indéfectible soutien et sa collaboration fructueuse. Je le remercie aussi pour avoir accepté d'examiner ce travail.

J'exprime ma sincère gratitude au professeur Bernard DURAND, mon directeur de thèse, pour ses précieux conseils, le soutien qu'il m'a apporté et la confiance qu'il a su me témoigner tout au long de ce travail. Je lui suis également particulièrement reconnaissant de m'avoir associé aux diverses activités d'enseignements et autres.

Je voudrais exprimer des remerciements très particuliers aux Professeur Florence DIEVAL et Maître de Conférence Daniel MATHIEU qui ont fait preuve d'une grande patience et d'une grande disponibilité, et dont les nombreuses remarques m'ont été très précieuses dans la progression de ce travail et la rédaction de ce mémoire.

Je suis sensible au grand intérêt que professeurs Faouzi SAKLI et André MERLIN ont porté à ce travail en acceptant d'en être les rapporteurs.

Je n'oublie évidemment pas l'équipe Biomécanique du LPMT et l'équipe du GEPROVAS. Merci à Jean François, Fred, Coralie, Riaz, Walid, Anne, Yannick et Tatiana.

Je remercie également Gérald BARBIER, Christian PIDANCIER, Philippe BLONDEL et Jean-Christophe LE JEUNE pour leurs conseils techniques et leur savoir faire.

Enfin, je voudrais remercier toutes les personnes du LPMT qui m'ont apporté leur aide et leur amitié durant le temps que j'y ai passé.

## Table des matières

<b><i>Introduction générale</i></b> .....	<b>1</b>
<b><i>Chapitre I : Etude bibliographique</i></b> .....	<b>5</b>
1. Introduction .....	6
2. Le système vasculaire.....	7
2.1. Le cœur.....	7
2.2. Le sang .....	9
2.3. L'arbre artériel et veineux .....	11
2.3.1. Description de la circulation sanguine.....	11
2.3.2. La structure des artères et des veines.....	12
2.3.3. Comportement mécanique des artères.....	14
3. Les pathologies vasculaires .....	17
4. Approches chirurgicales .....	19
4.1. Chirurgie classique .....	19
4.2. Chirurgie endovasculaire.....	20
5. les prothèses vasculaires.....	21
5.1. Historique .....	21
5.2. Caractéristiques idéales des prothèses vasculaires .....	23
5.3. Les types de prothèses vasculaires .....	23
5.4. Fabrication des prothèses vasculaires en textile.....	26
5.4.1. Production des filaments .....	26
5.4.2. Production du tube.....	28
5.4.3. Compaction .....	30
5.4.4. Cosselage et support externe .....	31
5.4.5. Nettoyage.....	32
5.4.6. Imprégnation et/ou traitement de surface .....	32
5.4.7. Stérilisation et emballage.....	32
5.5. Lieux d'implantation et géométrie .....	33
5.6. Dysfonctionnement des prothèses artérielles .....	34
5.6.1. Défauts sans lien direct avec la structure textile.....	34
5.6.2. Défauts en lien avec la structure textile.....	35
6. Etude expérimentale des détériorations de prothèses vasculaires .....	37
6.1. Examen global des explants .....	37
6.2. Analyses textiles et mécaniques .....	38

6.3. Analyse physico-chimique .....	39
7. La fibre de Polyéthylène téréphtalate .....	40
7.1. Synthèse.....	40
7.1.1. Estérification .....	40
7.1.2. Transéstérification .....	41
7.1.3. Polycondensation à l'état solide .....	42
7.2. Morphologie et structure cristalline.....	42
7.2.1. Structure interne .....	43
7.2.2. Conformation et paramètres de maille.....	44
7.2.3. Arrangement cristallin.....	45
7.3. Propriétés du PET.....	46
7.3.1. Propriétés thermiques .....	47
7.3.2. Propriétés mécaniques et physiques .....	47
8. La notion de compliance artérielle .....	48
8.1. Contexte clinique.....	49
8.2. Définition de la compliance artérielle .....	50
9. Vieillessement des prothèses artérielles en PET .....	52
9.1. Généralités.....	52
9.2. Processus de vieillissement .....	52
10. Conclusion.....	53
<b>Chapitre II : Matériels et techniques d'analyse .....</b>	<b>54</b>
1. Introduction .....	55
2. Caractérisation de la structure textile .....	55
2.1. Microscopie électronique à balayage (MEB).....	56
2.2. Etude de l'entrelacement des fils.....	57
2.3. Contexture de la prothèse .....	59
2.4. Caractéristiques des fils.....	60
2.4.1. Diamètre .....	60
2.4.2. Masse linéique.....	60
2.5. Epaisseur de la paroi.....	61
2.6. Enduction des prothèses .....	61
3. Investigations mécaniques.....	62
3.1. Dynamométrie sur prothèse.....	62
3.1.1. Traction circonférentielle .....	62
3.1.2. Traction longitudinale .....	63
3.2. Dynamométrie sur filaments .....	65

4. Investigations physico-chimiques .....	66
4.1. AFM .....	66
4.1.1. Généralités .....	66
4.1.2. Partie expérimentale .....	67
4.2. DSC .....	68
4.3. DRX .....	69
4.3.1. Principe .....	69
4.3.2. Appareillage et mode opératoire .....	70
5. Conclusion .....	70
<b>Chapitre III : Etat de l'art sur les dispositifs et développement d'un prototype polyvalent.</b>	<b>71</b>
1. Introduction .....	72
2. Les bancs de tests existants pour la mesure de la compliance .....	72
2.1. Méthode préconisée par la norme ISO/FDIS 7198 [ISO.98] .....	73
2.2. Dispositifs expérimentaux de mesure de la compliance in vitro .....	74
2.2.1. Système de mesure utilisant des techniques d'imagerie .....	74
2.2.2. Dispositif de mesure utilisant un système d'échographie .....	75
2.2.3. Dispositif de mesure de la compliance utilisant un interféromètre laser .....	76
3. Bancs d'essais de fatigue pour l'étude du vieillissement accéléré .....	77
4. Intérêt de la mesure et objectifs .....	82
5. Dispositif expérimental développé .....	84
5.1. Système de mise sous pression régulée .....	88
5.2. Dispositif de mise sous tension .....	88
5.3. Système de chauffage .....	91
5.4. Section d'étude et circuit de retour .....	93
5.5. Système d'imagerie .....	94
5.6. Automatisation du dispositif .....	95
5.7. Supervision du banc .....	96
5.8. Fluide de circulation .....	97
6. Principe de la mesure de compliance .....	98
7. Protocole du vieillissement accéléré .....	99
8. Conclusion .....	100
<b>Chapitre IV : Etude de la compliance des prothèses artérielles .....</b>	<b>101</b>
1. Introduction .....	102
2. Caractérisation des prothèses utilisées .....	103
3. Etude de la compliance statique .....	104
3.1. Résultats pour la membrane seule .....	105

3.2. Valeurs de compliance .....	106
3.3. Compliance radiale.....	107
3.4. Compliance longitudinale.....	109
3.5. Compliance en volume .....	110
3.6. Impact de la présence de la membrane.....	110
3.7. Evolution de l'amplitude du cosselage.....	111
3.8. Conclusion.....	112
4. Compatibilité entre les tests de compliance et les essais dynamométriques .....	112
4.1. Comportement en traction circonférentielle.....	113
4.2. Comportement en traction longitudinale.....	114
4.3. Conclusion.....	114
5. Etude de la compliance en régime pulsé .....	115
6. Comportement des prothèses dans des conditions extrêmes .....	116
7. Influence des caractéristiques des prothèses sur la compliance .....	117
7.1. Influence de la matière .....	118
7.2. Influence du diamètre.....	119
7.3. Influence de la structure (tricotée ou tissée).....	120
7.4. Influence de l'épaisseur de la paroi textile .....	121
7.5. Influence de la géométrie du cosselage .....	122
7.6. Influence de l'enduction.....	123
8. Conclusion.....	124
<b>Chapitre V : Contribution à l'étude du vieillissement des prothèses artérielles .....</b>	<b>126</b>
1. Introduction .....	127
2. Caractéristiques de la prothèse utilisée.....	127
3. Evolution des aspects textiles et macroscopiques .....	129
3.1. Structure textile .....	129
3.1.1. Mesure de l'atténuation du cosselage.....	129
3.1.2. Evolution de la contexture.....	131
3.1.3. Mesure du diamètre des filaments.....	132
3.2. Examens macroscopiques.....	133
3.2.1. Examen global .....	133
3.2.2. Etat de surface .....	134
4. Investigations mécaniques des prothèses ayant subi le vieillissement .....	135
4.1. Compliance des prothèses vieilles.....	135
4.2. Dynamométrie sur filaments .....	137
5. Caractérisations physico-chimiques .....	139

5.1. DSC .....	140
5.1.1. Essais réalisés sur des prothèses.....	140
5.1.2. Essais réalisés sur des fils plats .....	143
5.1.3. Conclusion.....	147
5.2. Diffraction des rayons X aux grands angles.....	147
6. Conclusion.....	150
<b>Conclusion générale.....</b>	<b>153</b>
Références Bibliographiques.....	157
Annexes.....	165
Résumé.....	175



## Table des figures

<i>Figure 1 : Anatomie externe du cœur humain</i> <sup>[IVA.08]</sup> .....	8
<i>Figure 2 : Evolution de la pression et du débit dans l'aorte durant un cycle cardiaque</i> <sup>[IVA.08]</sup> .....	8
<i>Figure 3 : (A) Composition du sang; (B) Empilement d'hématie lors d'un écoulement à faible cisaillement</i> <sup>[IVA.08]</sup> .....	9
<i>Figure 4 : Influence du cisaillement sur l'organisation des globules rouges</i> <sup>[IVA.08]</sup> .....	10
<i>Figure 5 : Principales artères du système sanguin</i> <sup>[CHA.09]</sup> .....	12
<i>Figure 6 : Différentes couches constitutives d'une artère</i> <sup>[DIE.11]</sup> .....	13
<i>Figure 7 : Contrainte en fonction de la déformation en traction longitudinale (L) et transversale (T) pour l'artère élastique (à gauche), musculaire (au milieu), mélangée (à droite) de personnes âgées de 20 à 29 ans</i> <sup>[IVA.08]</sup> .....	14
<i>Figure 8 : Courbes contrainte-déformation du collagène et de l'élastine</i> <sup>[ZBA.04]</sup> .....	15
<i>Figure 9 : (a) Représentation schématique d'une artère sténosée vue en coupe; (b) Réduction de la lumière de l'artère par la plaque athérosclérotique</i> <sup>[CHA.09]</sup> .....	17
<i>Figure 10 : Thrombose</i> <sup>[CHA.09]</sup> .....	18
<i>Figure 11 : Anévrisme de l'aorte abdominale (photo du Professeur Jean-Luc MAGNE)</i> <sup>[CHA.09]</sup> .....	18
<i>Figure 12 : Prothèse artérielle implantée</i> <sup>[CHA.09]</sup> .....	19
<i>Figure 13 : Angioplastie par ballonnet : (A) présence d'un athérome; (B): introduction du cathéter avec ballonnet; (C) ballonnet gonflé début du gonflement du ballonnet; (D) ballonnet retiré; (E) le cathéter est retiré, la lumière artérielle est rétablie</i> <sup>[CHA.09]</sup> .....	20
<i>Figure 14 : Les grandes familles de prothèses vasculaires ; PET : polyéthylène téréphtalate, PTFE : polytétrafluoroéthylène, TFE : tétrafluoroéthylène.....</i>	25
<i>Figure 15 : Filage des fibres de polyester</i> <sup>[HAG.98]</sup> .....	27
<i>Figure 16 : Prothèse avant cosselage (à gauche), prothèse après cosselage (à droite).....</i>	31
<i>Figure 17 : Les sites principaux d'implantation pour des prothèses artérielles</i> <sup>[ZBA.04]</sup> .....	33
<i>Figure 18 : Prothèses vasculaires synthétiques de formes spécifiques : les prothèses pour pontages axillo-fémoraux (a) ; pour pontages rénaux ou autres artères viscérales (b); pour remplacement de la crosse aortique (c)</i> <sup>[CHA.09]</sup> .....	34
<i>Figure 19 : Faux anévrisme anastomotique</i> <sup>[CHA.09]</sup> .....	36
<i>Figure 20 : Atténuation du cosselage après une durée de 12 ans d'implantation</i> <sup>[WAN.01]</sup> .....	38
<i>Figure 21 : Motif de répétition du polyéthylène téréphtalate .....</i>	40
<i>Figure 22 : Réaction d'estérification entre l'acide téréphtalique et l'éthylène glycol .....</i>	41
<i>Figure 23 : Réaction de transestérification entre le diméthyle téréphtalate et l'éthylène glycol .....</i>	42
<i>Figure 24 : Chemin d'une chaîne moléculaire au sein d'une fibre de PET</i> <sup>[TEX. 93A]</sup> .....	43

Figure 25 : Représentation schématique de la structure du PET par Prevorsek <sup>[TEX.93B]</sup> .....	44
Figure 26 : Conformations trans et gauche (cis) du groupement glycolique D'après P. DUMAZET [DUM.91] .....	45
Figure 27 : Arrangement des molécules dans la structure cristalline du PET D'après C. BAI et al. [BAI.00] .....	45
Figure 28 : Morphologie de la phase cristalline du PET : Organisation sphérolitique <sup>[NAI.08]</sup> .....	46
Figure 29 : Schéma de principe d'un microscope électronique à balayage .....	57
Figure 30 : Différents types de fils formant les prothèses.....	58
Figure 31 : Schéma de dé-tricotage.....	58
Figure 32 : Schéma d'un maille-mètre.....	59
Figure 33 : Test de résistance à la traction circonférentielle .....	63
Figure 34 : Schéma des pinces pour le test de la traction longitudinale .....	64
Figure 35 : Schéma de principe d'un AFM.....	67
Figure 36 : Schéma de principe de la calorimétrie différentielle à balayage.....	68
Figure 37 : Dispositif Chen pour la mesure de la compliance <sup>[CHE.99]</sup> .....	75
Figure 38 : Dispositif de Tai pour la mesure de la compliance <sup>[TAI.00]</sup> .....	76
Figure 39 : Dispositif expérimental de Marelli <sup>[MAR.10]</sup> pour mesurer la compliance.....	77
Figure 40 : Schéma du banc hydrodynamique pulsé <sup>[FLA.75]</sup> . e, signal d'excitation ; A, amplificateur de puissance ; Ex, exciteur de vibrations ; B0, corps de pompe ; B1, B2, charges (compliances + résistances) ; R1, R2, résistances ; p0, p1, p2, p3, capteurs de .....	79
Figure 41 : Système de commande et de régulation des pressions <sup>[JAY.96]</sup> .....	80
Figure 42 : Structure générale du banc de test <sup>[JAY.96]</sup> .....	81
Figure 43 : Appareil d'essai de fatigue pour stents et prothèses vasculaires ElectroForce® SGT .....	82
Figure 44 : Schéma du dispositif développé sous le logiciel de CAO Creo parametric de PTC.....	85
Figure 45 : Schéma de principe de fonctionnement du dispositif .....	85
Figure 46 : Architecture de commande du dispositif.....	86
Figure 47 : Armoire électrique alimentant le dispositif.....	87
Figure 48 : Photo réelle du banc d'essai développé.....	87
Figure 49 : Onde de pression pulsée (avec Pmax : pression maximale, Pmin : pression minimale) ...	88
Figure 50 : Axe portique Lexium PAS B .....	89
Figure 51 : Montage du capteur sur l'API.....	89
Figure 52 : liaison de mesure de la force.....	90
Figure 53 : Embouts de fixation de la prothèse .....	90
Figure 54 : Bain thermostatique et échangeur de chaleur.....	91
Figure 56 : Surfaces de chauffage de la cuve .....	92
Figure 55 : Schéma du couvercle conçu pour le bain thermostatique.....	92
Figure 57 : Logiciel de prise d'image.....	94

<i>Figure 58 : Traitement des images.....</i>	<i>95</i>
<i>Figure 59 : Quelques écrans de commande : 1: page d'accueil, 2: page d'initialisation, 3: page de choix des fonctions, 4: Affichage des données .....</i>	<i>96</i>
<i>Figure 60 : Mode de communication à distance .....</i>	<i>97</i>
<i>Figure 61 : Rhéogrammes des solutions aqueuses de CMC avec des concentrations de 0,25%, 1% et 2%.....</i>	<i>98</i>
<i>Figure 62 : Caractéristiques géométriques des prothèses : (a) diamètre externe, (b) cosselage .....</i>	<i>103</i>
<i>Figure 63 : Spectre infrarouge ATR des prothèses (P : prothèse sans enduction, P C : prothèse avec enduction).....</i>	<i>104</i>
<i>Figure 64 : Evolution du pourcentage de diamètre relatif de la membrane .....</i>	<i>105</i>
<i>Figure 65 : Anévrysme sur une membrane d'élastomère soumise à une pression.....</i>	<i>106</i>
<i>Figure 66 : Evolution du diamètre externe moyen relatif.....</i>	<i>107</i>
<i>Figure 67 : Evolution des diamètres externes de la prothèse PNI .....</i>	<i>108</i>
<i>Figure 68 : Variation du diamètre moyen selon la position de la prothèse PNI .....</i>	<i>109</i>
<i>Figure 69 : Evolution de l'allongement relatif.....</i>	<i>109</i>
<i>Figure 70 : Evolution du volume relatif.....</i>	<i>110</i>
<i>Figure 71 : Evolution de l'amplitude de cosselage.....</i>	<i>112</i>
<i>Figure 72 : Traction circonférentielle : (a) test complet (b) Zone de travail de la prothèse.....</i>	<i>113</i>
<i>Figure 73 : Début du rhéogramme de traction longitudinale .....</i>	<i>114</i>
<i>Figure 74 : Evolution de la pression et du diamètre externe moyen au cours du temps.....</i>	<i>115</i>
<i>Figure 75 : Evolution du changement du diamètre de la prothèse soumise à une pression (de 5 ou 120 mmHg) en fonction de la contrainte axiale .....</i>	<i>116</i>
<i>Figure 76 : Allongement de la prothèse soumise à une pression (de 5 ou 120 mmHg) en fonction de la contrainte axiale.....</i>	<i>117</i>
<i>Figure 77 : Influence de la matière sur les compliances radiale (CR) et longitudinale (CL).....</i>	<i>118</i>
<i>Figure 78 : à gauche: Prothèse en PET (avec cosselage), à droite : Prothèse en ePTFE (sans cosselage) .....</i>	<i>119</i>
<i>Figure 79 : Impact du diamètre de la prothèse sur la compliance .....</i>	<i>120</i>
<i>Figure 80 : Evolution de la compliance des prothèses enduites (C) et non enduites (NC) en fonction de la structure textile.....</i>	<i>120</i>
<i>Figure 81 : Comportement en traction circonférentielle des prothèses tissées et tricotées.....</i>	<i>121</i>
<i>Figure 82 : Compliance des prothèses en fonction de l'épaisseur de la paroi textile .....</i>	<i>121</i>
<i>Figure 83 : Impact de la géométrie du cosselage sur la compliance.....</i>	<i>122</i>
<i>Figure 84 : Les deux géométries de cosselage : A, circulaire et B, hélicoïdale .....</i>	<i>123</i>
<i>Figure 85 : Influence de la présence de l'enduction sur la compliance des prothèses de structures tricotée et tissée .....</i>	<i>123</i>

<i>Figure 86 : Schéma de l'Indéforma : la ligne noir évolue en liage demi-simple et la ligne blanche en liage drap</i> .....	128
<i>Figure 87 : Atténuation du cosselage en fonction de la durée de vieillissement</i> .....	129
<i>Figure 88 : Atténuation du cosselage après vieillissement sur prothèses au repos</i> .....	130
<i>Figure 89 : Atténuation du cosselage après une durée de 12 ans d'implantation</i> <sup>[WAN.01]</sup> .....	130
<i>Figure 90 : Evolution de la contexture de la prothèse en fonction de la durée de vieillissement</i> .....	131
<i>Figure 91 : Evolution du diamètre du filament au cours du vieillissement</i> .....	132
<i>Figure 92 : Photographies MEB avec 3 grossissements (x30, x100 et x200) des prothèses à différentes durées de vieillissement : A : vierge, B : 8 jours, C : 15 jours</i> .....	133
<i>Figure 93 : Filaments de PET observés en AFM pour différentes durées de vieillissement : A : vierge, B : 4 jours, C : 8 jours, D : 15 jours</i> .....	134
<i>Figure 94 : Evolution de la compliance radiale (CR) et de la compliance longitudinale (CL) pendant les premières 9 heures</i> .....	136
<i>Figure 95 : Prothèse au 15ème jour soumise à une pression de 10mmHg</i> .....	136
<i>Figure 96 : Evolution de la compliance radiale (CR) en fonction du vieillissement</i> .....	137
<i>Figure 97 : Courbes de contrainte-déformation des filaments extraits de la prothèse vierge</i> .....	138
<i>Figure 98 : Evolution du comportement mécanique des filaments au cours du vieillissement (<math>\epsilon</math> : déformation, <math>\sigma</math> : contrainte spécifique, <math>w</math> : capacité de travail, <math>E</math> : Module spécifique initial)</i> .....	139
<i>Figure 99 : Thermogramme DSC pour la prothèse vierge à un taux de chauffage de 5°C/min</i> .....	140
<i>Figure 100 : Thermogrammes DSC au premier passage pour les différentes prothèses à un taux de chauffage de 5°C/min</i> .....	141
<i>Figure 101 : Thermogrammes DSC de refroidissement à un taux de 5°C/min</i> .....	143
<i>Figure 102 : Thermogrammes DSC au premier passage pour les différents fils à un taux de chauffage de 5°C/min</i> .....	144
<i>Figure 103 : Thermogrammes DSC de refroidissement à un taux de 5°C/min</i> .....	146
<i>Figure 104 : Diffractogramme d'un polyester semi-cristallin</i> <sup>[LAN.99]</sup> .....	148
<i>Figure 105 : Diffractogrammes DRX pour les différentes prothèses testées</i> .....	149
<i>Figure 106 : Superposition des diffractogrammes DRX des différentes prothèses</i> .....	150

## Table des tableaux

<i>Tableau 1 : Pressions exercées en fonction du diamètre des vaisseaux artériels .....</i>	<i>13</i>
<i>Tableau 2 : Caractéristiques des échantillons .....</i>	<i>103</i>
<i>Tableau 3 : Valeurs de compliance dans l'intervalle de pression de 30-240 mmHg.....</i>	<i>106</i>
<i>Tableau 4 : Analyse de la variance de la compliance (seuil de signification=0.05) .....</i>	<i>111</i>
<i>Tableau 5 : Caractéristiques des prothèses .....</i>	<i>118</i>
<i>Tableau 6 : Caractéristiques de la prothèse PC20 .....</i>	<i>128</i>
<i>Tableau 7 : Résultats de fusion pour les prothèses en fonction de la durée du vieillissement.....</i>	<i>141</i>
<i>Tableau 8 : Paramètres de cristallisation pour les différentes prothèses .....</i>	<i>143</i>
<i>Tableau 9 : Résultats de fusion pour les fils de différentes prothèses.....</i>	<i>145</i>
<i>Tableau 10 : Paramètres de cristallisation pour les fils extraits de différentes prothèses.....</i>	<i>146</i>

## Introduction générale

L'inéluctable outrage du temps sur le corps humain et les nombreuses maladies qui en découlent, comme l'athérosclérose, l'arthrose... expliquent les besoins croissants en organes de remplacement. De plus l'atteinte des tissus ou des organes dans leur intégrité plastique et fonctionnelle par des lésions d'origine traumatique ou pathologique, n'est pas toujours réparable par les processus naturels.

Les réussites remarquables obtenues dans le domaine des transplantations d'organes restent cependant tributaires de différents facteurs au premier rang desquels on trouve la pénurie de greffons, le risque de transmission d'agents pathogènes et l'obligation du suivi d'un traitement immunosuppresseur. Scientifiques et médecins cherchent depuis longtemps à développer de nouvelles stratégies thérapeutiques utilisables pour la réparation ou le remplacement d'organes qui viendraient compléter ou se substituer à la réparation naturelle ou à ces greffes.

Ainsi pour pallier les déficiences du corps humain, l'utilisation de biomatériaux et de matériels implantables est largement exploitée dans de nombreux domaines et spécialités médicales et chirurgicales. Mais la restauration des fonctions des organes ainsi réparés ne peut être assurée à long terme que si le ou les biomatériaux utilisés s'intègrent parfaitement dans l'environnement où ils sont implantés. Parmi ces biomatériaux, on retrouve les prothèses artérielles qui sont utilisées en tant que substituts vasculaires depuis les années 50. Le site d'implantation, la nature chimique des prothèses, leurs propriétés mécaniques et physico-chimiques, la libération éventuelle de produits de dégradation et de substances cytotoxiques sont autant de paramètres qui peuvent causer leurs échecs. Le défi lancé aux chercheurs est de parvenir à comprendre les mécanismes liés à la biodétérioration de la « durée de vie utile » des prothèses. Ainsi, la recherche des critères et des exigences idéales auxquelles doivent répondre les prothèses artérielles est un enjeu important pour les fournisseurs, les chirurgiens et surtout les patients. Cependant, le problème majeur réside dans l'identification à travers des analyses fiables des causes de dysfonctionnement de ces substituts. Ces analyses doivent donc impérativement tenir compte des lois de comportement des matériaux dans l'environnement biologique du corps humain.

Ce travail de doctorat s'inscrit donc dans le cadre d'une recherche à forte concurrence mondiale et les résultats proposés ajouteront une petite pierre à l'édifice. Si une approche centrée sur la structure fibreuse a été privilégiée dans ce travail, j'ai néanmoins la conviction que c'est par la convergence de toutes les disciplines (textile, mécanique, rhéologie, chimie, physique) qu'émergera une alternative aux problèmes rencontrés sur les prothèses actuelles. En ce sens, ce travail n'est donc qu'une étape dont le but est globalement l'amélioration de la survie des patients atteints de pathologies vasculaires nécessitant le remplacement de certains de leurs vaisseaux sanguins.

Cette thèse est issue d'une collaboration entre l'équipe de génie biomécanique du Laboratoire de Physique et Mécanique Textiles de l'Université de Haute Alsace et le Centre Hospitalier Universitaire de Strasbourg. Elle vise en premier lieu à mettre au point une technique de mesure de la compliance statique et dynamique des prothèses artérielles grâce à une pression fluide sans ajout de membrane étanche perturbant les mesures, contrairement aux essais pratiqués par tous les dispositifs actuels. La compliance étant la capacité d'une artère à accumuler de l'énergie pendant la systole pour la restituer pendant la diastole. De plus profitant de l'élimination de tous couplages parasites, nous proposons d'utiliser ce dispositif pour tester hydrodynamiquement les prothèses. Ainsi, le banc de stimulation hydrodynamique peut être utilisé pour l'étude du vieillissement accéléré des prothèses artérielles dans des conditions in-vitro réalistes.

Pour évaluer la compliance des prothèses artérielles, il a fallu développer un appareillage permettant la caractérisation au plus près de la réalité, le comportement des prothèses. Une approche comparative nécessite la prise en compte de situations limites qui sont la prothèse libre de toute contrainte soumise à la pression d'un fluide seul, et la pression d'un fluide associée à une contrainte axiale appliquée par un dispositif de mise sous tension. Pour se rapprocher d'avantage de l'environnement des prothèses in vivo, l'approche de mesure doit intégrer le critère température et le critère temps.

La dégradation tardive de la structure de la prothèse est probablement multifactorielle et peut être reliée en partie aux changements de la structure physicochimique du polymère. Cette dégradation peut avoir des conséquences graves et mortelles, d'où l'importance d'étudier l'effet du vieillissement sur ce type de prothèses. L'exploitation des propriétés et de la structure des prothèses artérielles ayant subi le vieillissement accéléré devrait permettre une meilleure compréhension des mécanismes de leur dégradation. Cette caractérisation revêt

plusieurs aspects complémentaires : textile, mécanique et physico-chimique. Dans la pratique, les problèmes d'analyse pourront se poser à des degrés de difficulté très différents, allant de l'identification sommaire à l'étude d'un détail particulier de la microstructure du polymère.

Ce manuscrit est composé de cinq chapitres :

Le premier chapitre est une synthèse bibliographique sur l'environnement des prothèses artérielles. Une description de différentes prothèses et de leur procédé de fabrication sera ensuite exposée ainsi qu'un passage en revue sur les dégradations de ces prothèses rapportées dans la littérature. Il apparaît que les causes de ces échecs sont multifactorielles. Elles peuvent résulter de différentes contraintes subies au cours du processus de fabrication ou d'un changement des propriétés de la fibre de PET sous l'effet du vieillissement. Une connaissance de la structure de cette fibre est donc nécessaire. Les défauts remarqués sur les prothèses pourraient être liés à une évolution de leur comportement mécanique, il nous paraît utile d'effectuer une recherche bibliographique sur la compliance et le vieillissement des prothèses artérielles textiles.

Le deuxième chapitre décrit de manière détaillée les techniques expérimentales que nous avons utilisées pour apporter des informations relatives à la caractérisation de la structure textile, des investigations mécaniques et des propriétés physico-chimiques des prothèses vasculaires.

Le troisième chapitre fait place au développement de l'approche méthodologique de la mesure de compliance et l'étude du vieillissement des prothèses artérielles. Après une brève synthèse bibliographique de bancs d'essais existants, nous présentons le dispositif expérimental développé au cours de ce travail. Nous décrivons les objectifs et l'originalité de notre approche de mesure. Nous terminons en expliquant le principe de la mesure de la compliance statique et pulsée ainsi que le protocole du vieillissement accéléré.

Dans le quatrième chapitre, nous présentons une étude de la compliance statique et dynamique des prothèses artérielles. Nous nous intéressons en particulier à l'impact de présence de la membrane sur les résultats de compliance. Par la suite, nous déterminons le comportement mécanique des prothèses en tractions circonférentielle et longitudinale pour corréler nos résultats avec des tests standards et vérifier qu'ils sont du même ordre de grandeur. Nous terminons par une évaluation de l'influence des caractéristiques de la prothèse sur le comportement en compliance. Le développement de ces analyses géométriques et



mécaniques en lien avec la compliance devrait permettre à terme, de mieux maîtriser cet aspect dans le processus de fabrication.

Dans le cinquième chapitre, nous étudions l'influence du test de vieillissement avec notre appareil sur des prothèses vasculaires. Nous analysons dans un premier temps l'évolution de la structure textile des prothèses au cours du vieillissement. Par la suite, nous exposons les propriétés mécaniques en termes de compliance et des essais de traction sur les filaments extraits des prothèses. La dernière partie de ce chapitre est consacrée à une investigation physico-chimiques pour les prothèses ayant subi le vieillissement accéléré. L'objet de ces analyses était de juger du bien-fondé du vieillissement accéléré.

La conclusion fait le point sur l'ensemble des résultats, les motivations et les intérêts ainsi que les perspectives du travail.

# **Chapitre I**

## **Etude bibliographique**

## 1. Introduction

Les maladies cardio-vasculaires sont la première cause de décès et une des premières causes de restriction d'activités dans les pays occidentaux. Ces maladies sont principalement le résultat d'une artériosclérose\*. Ce terme générique désigne un processus involutif dégénératif des artères avec un épaississement et une induration de la paroi artérielle. Dans certains cas un athérome peut se développer sur la paroi interne d'une artère saine. Cette plaque grasseuse de couleur jaunâtre va entraîner une athérosclérose\* par un processus inflammatoire et la formation d'un thrombus\*.

Pour comprendre les conséquences de ces maladies, il faut dans un premier temps définir le système vasculaire sain et ses composantes. Un point important concerne la régulation des sauts de pression générés par le cœur. Elle est une des conditions du bon fonctionnement du dispositif vasculaire. Ainsi les artères et les veines doivent avoir des propriétés mécaniques que l'on peut qualifier de non linéaires et anisotropes. Les maladies du système vasculaire vont avoir comme conséquences la diminution de la souplesse initiale des artères, le rétrécissement du conduit ou au contraire un élargissement localisé avec une fragilisation de la paroi. Ceci pourra engendrer une augmentation de la pression sanguine et donc une fatigue du cœur, une accélération de la vitesse du sang dans les zones rétrécies faisant chuter la pression au risque de provoquer des interruptions dans l'écoulement.

L'arsenal thérapeutique de ces maladies repose principalement par la chirurgie vasculaire, même si les médicaments peuvent avoir une action non négligeable. Le traitement chirurgical de la maladie athéromateuse\* périphérique est toujours dominé par la technique du pontage vasculaire, notamment dans le traitement de la maladie anévrysmale et de la maladie sténosante des artères de gros et moyen calibres. La difficulté majeure, provient du fait que le médecin intervient quand la lésion est constituée et cliniquement « parlante ». Les signes avant-coureurs ne sont pas toujours perceptibles par le patient.

Les techniques de greffe vasculaire ont été mises au point par Pringle en 1913 et Lexer en 1925. En 1949, Kunlin proposait l'utilisation de greffes veineuses beaucoup plus longues. Cette technique s'est d'ailleurs largement répandue. La reconstruction des vaisseaux de gros calibres nécessitait cependant des substituts de plus grands diamètres que la veine saphène\*. De 1947, à 1948, Hufnagel, puis Gross et coll. proposaient l'utilisation de l'allogreffe\* artérielle. Dès 1951, Oudot implantait des allogreffes artérielles chez l'homme <sup>[OUD.51]</sup>. La première prothèse artérielle synthétique, construite sous la forme d'un conduit poreux en

« Vinyon\* », est utilisée en 1952 par Voorhees et coll <sup>[VOO.52]</sup>. Depuis l'amélioration et l'utilisation n'ont cessé d'évoluer avec plus ou moins de succès.

Pour comprendre les exigences auxquelles doivent répondre les prothèses, nous proposerons de faire une description générale du système vasculaire. Cette description sera faite tant d'un point de vue général que particulier. Nous décrirons ensuite les maladies cardiovasculaires auxquelles est exposé ce système. Ceci nous conduira aux traitements possibles pour ce type de maladies. Le traitement chirurgical sera particulièrement abordé. Nous présenterons ainsi les différents types de prothèses vasculaires pouvant être utilisés. Pour les prothèses vasculaires en textile qui nous intéressent dans cette étude, les étapes de fabrication seront ensuite décrites en partant de la fibre de polyester jusqu'aux structures textiles pouvant être utilisées pour les différentes prothèses. Les dégradations qui ont été observées sur les prothèses textiles en polyester et les facteurs qui peuvent être responsables de ces altérations y seront également décrites. Ces défauts étant liés à une évolution du comportement mécanique des prothèses, il nous paraît utile d'effectuer une recherche bibliographique sur la compliance et le vieillissement des prothèses textiles.

## **2. Le système vasculaire**

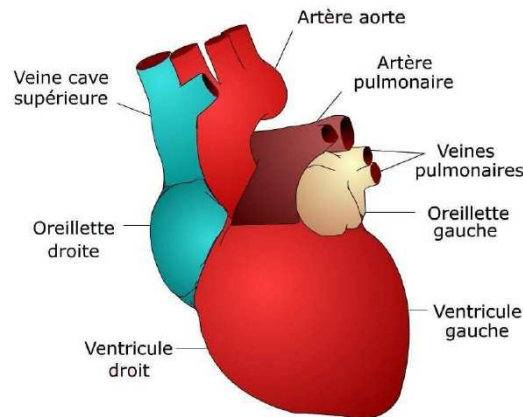
Le système cardiovasculaire permet l'irrigation de tous les organes de l'organisme. Il se compose d'un fluide, à savoir le sang, et d'un système de canalisations. Le sang est un fluide complexe de par sa composition et son comportement rhéologique. Le transport du sang à travers le circuit hydraulique est assuré d'une part par l'action du cœur et d'autre part par l'action mécanique des veines et artères qui peuvent agir sur les conditions d'écoulement.

Nous allons maintenant décrire ces différentes parties afin de comprendre les éléments importants du fonctionnement normal et les maladies ayant une incidence mécanique sur ce fonctionnement.

### **2.1. Le cœur**

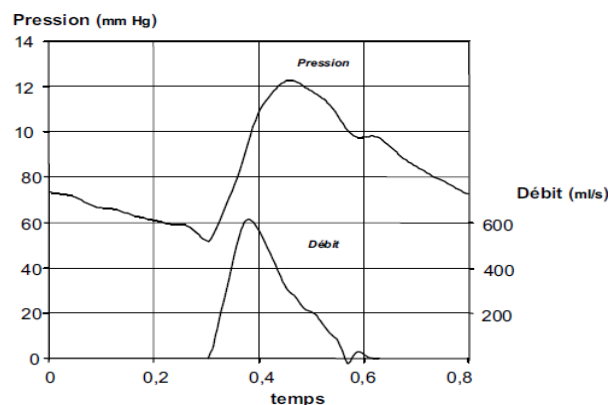
Le cœur est une double pompe qui permet la circulation du sang. Deux circuits sont distingués, chacun étant relié à une partie du cœur (Figure 1). Le premier qualifié de « grande circulation » concerne la partie gauche du cœur. Il permet, par l'intermédiaire de l'aorte qui est la plus grosse artère du corps, la distribution de l'oxygène dans les différents organes du corps comme le cerveau, les reins, le foie, etc.... Le second circuit, dit « petite circulation », assure le passage du sang dans les poumons où il se recharge en oxygène. Il est composé de

l'oreillette droite, du ventricule droit, de l'artère pulmonaire et des veines pulmonaires qui assurent le retour du sang oxygéné vers l'oreillette gauche.



**Figure 1 : Anatomie externe du cœur humain** [IVA.08]

Chaque partie du cœur est composée d'une oreillette qui sert d'antichambre au ventricule qui expulse le sang hors du cœur. Ainsi chaque moitié de cœur travaille en deux temps. Dans une première période (la diastole) le cœur est relâché, ce qui permet au sang venant des veines de remplir les oreillettes. Puis, vient le temps de la contraction du cœur (la systole). Elle doit commencer dans les oreillettes pour remplir les ventricules. Ceci nécessite l'ouverture des valves mitrales (à gauche) et tricuspide (à droite). Une fois les ventricules remplis, la contraction les atteint, ce qui expulse alors le sang qui passe par des valves à la base des artères. Dans le même temps, les valves mitrales et tricuspides se ferment. Cette phase correspond à un pic de pression, (Figure 2). La fin de cette phase s'accompagne d'un relâchement du cœur avec fermeture des valves aortique et pulmonaire empêchant le sang de refouler dans les ventricules et assurant le maintien d'une certaine pression artérielle.

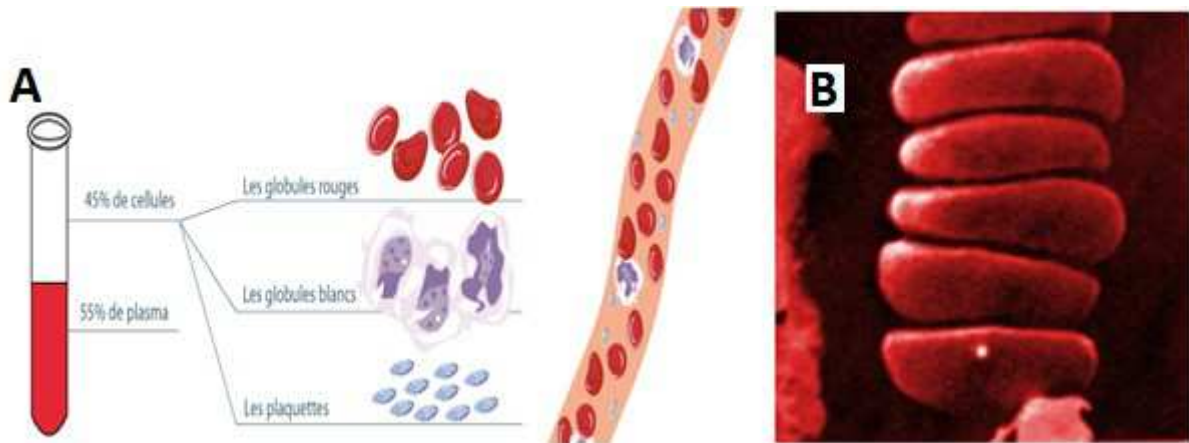


**Figure 2 : Evolution de la pression et du débit dans l'aorte durant un cycle cardiaque** [IVA.08]

En conclusion, on voit que le cœur est la source principale des sollicitations mécaniques s'exerçant sur les artères. Son fonctionnement cyclique entraîne alors des phénomènes de fatigue de par l'aspect périodique de la sollicitation. De plus, une pression moyenne proche de 120 mm Hg au minimum exerce un effort constant sur la conduite.

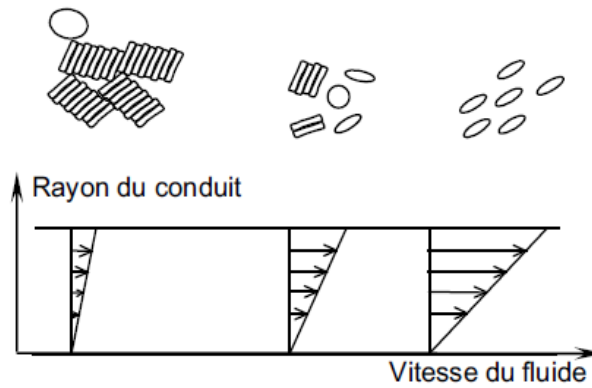
## 2.2. Le sang

Le sang est essentiel au fonctionnement de l'organisme. Il est pompé par le cœur à travers un réseau interne d'artères, de veines et de capillaires, fournissant de l'oxygène et d'autres substances essentielles aux tissus. A son retour, il entraîne le gaz carbonique et d'autres produits résiduels.



**Figure 3 : (A) Composition du sang; (B) Empilement d'hématie lors d'un écoulement à faible cisaillement <sup>[1][V.A.08]</sup>**

Le sang est constitué d'un liquide incolore appelé plasma dans lequel flottent les globules rouges, les globules blancs et les plaquettes (Figure 3-A). Le plasma étant constitué principalement d'eau et de protéines, il peut diffuser à travers les parois des petits vaisseaux sanguins tels que les capillaires. Les globules rouges sont des disques d'environ 8  $\mu\text{m}$  de diamètre pour une épaisseur allant de 1  $\mu\text{m}$  au centre à 2 à 3  $\mu\text{m}$  en périphérie. Leur souplesse et leur organisation dans l'écoulement conditionnent la rhéologie du sang. Ainsi les globules rouges adoptent une disposition en colonnes (Figure 3-B) quand le cisaillement est faible.



**Figure 4 : Influence du cisaillement sur l'organisation des globules rouges** <sup>[IV.A.08]</sup>

Par contre un cisaillement plus intense (Figure 4) modifie cette organisation. Ceci explique donc que le sang est un fluide non newtonien. Sa viscosité dépend de la valeur du gradient de vitesse imposé. Elle est de l'ordre de 80 mPa.s à gradient de cisaillement nul et à une température de 37°C. Cette viscosité conditionne l'écoulement du fluide sanguin qui est décrit par l'équation bien connue de Navier Stokes.

$$\vec{f}_v - \vec{\nabla}P + \nabla \cdot [\tau] = \rho \left( \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \vec{v} \cdot \vec{\nabla} \right) \quad (I-1)$$

Où  $\vec{f}_v$  regroupe les forces de volume comme la force gravitationnelle

P est la pression du fluide

$[\tau]$  contient les contraintes résultantes des propriétés visqueuses du fluide

$\left( \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \vec{v} \cdot \vec{\nabla} \right) = \frac{d\vec{v}}{dt}$  est la dérivée particulaire de la vitesse par rapport au temps

$\vec{\Delta} = \left( \frac{\partial}{\partial x_1}, \frac{\partial}{\partial x_2}, \frac{\partial}{\partial x_3} \right)$  est un opérateur nabla de dérivation spatiale du 1<sup>er</sup> ordre

En fonction du diamètre ou de la formulation sanguine du patient, l'écoulement sanguin se fera avec un fluide « différent » en termes de propriétés d'écoulement. En effet, les propriétés rhéologiques du sang dépendent également de facteurs comme le fibrinogène, facteur I de la coagulation du sang et les globulines. Ces éléments du sang sont responsables de la formation réversible des rouleaux de globules rouges. Une réduction du diamètre de l'artère entraîne un encombrement important des globules rouges, les obligeant à s'organiser de manière à diminuer les forces nécessaires à maintenir le flux. Les forces exercées par l'écoulement rompent les rouleaux, permettant aux globules de s'aligner individuellement dans l'écoulement. Leur forme peut de plus se modifier considérablement, ce qui leur permet de passer dans des capillaires de diamètre inférieur à leur diamètre moyen normal. Ces différentes modifications se traduisent macroscopiquement par le fait que le sang a un

comportement rhéofluidifiant. Au niveau des veinules et des artérioles, d'un diamètre un peu plus grand que les capillaires, un troisième phénomène intervient pour faciliter l'écoulement. Une séparation de phase entre une région centrale riche en globules rouges et une couche liquide proche de la paroi survient. C'est le phénomène de couche limite que les mécaniciens des fluides connaissent bien. Dans cette zone, le gradient de vitesse est élevé, ce qui favorise l'expulsion des globules rouges vers la zone centrale où les forces visqueuses sont négligeables car l'écoulement se fait en bloc.

### **2.3. L'arbre artériel et veineux**

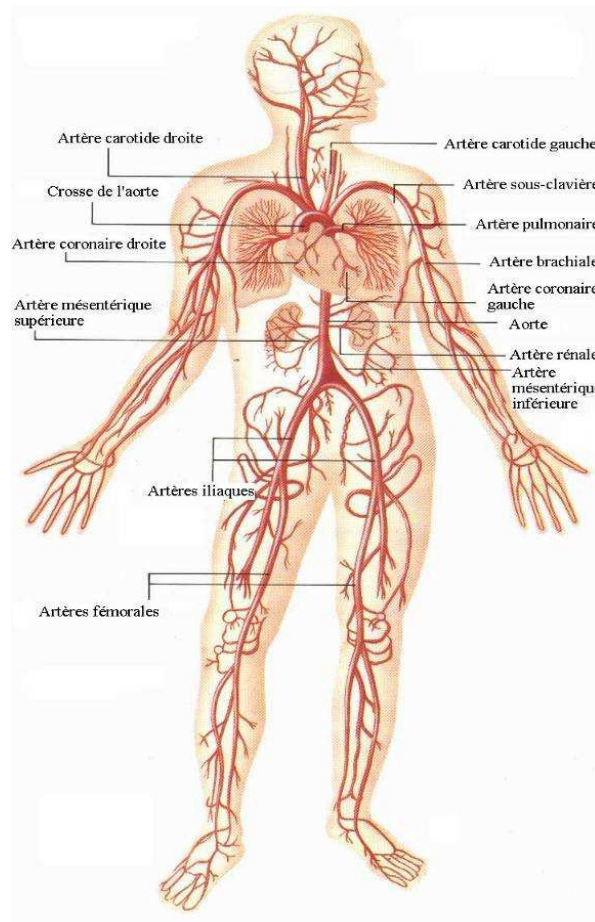
Le sang circule dans l'organisme grâce à un système ramifié de conduits artériels et veineux. La circulation générale permet l'alimentation des organes en sang oxygéné et le retour du sang vicié. Cette circulation se fait dans des conduites de diamètres variés. Chaque type de vaisseau sanguin a une organisation particulière leur permettant une adaptation aux conditions d'acheminement du sang. A chaque organisation correspond un comportement mécanique qui rentre en interaction avec l'écoulement sanguin. Ce sont ces différents aspects que nous allons détailler dans ce paragraphe.

#### **2.3.1. Description de la circulation sanguine**

La circulation du sang se fait en circuit fermé dans les artères, les capillaires et les veines. Les principales branches du système artériel sont indiquées sur la Figure 5. Le sang débute son voyage lorsqu'il quitte le ventricule gauche par l'aorte. Il provient des poumons où il a été ré-oxygéné. Après avoir alimenté les artères coronaires, l'aorte passe au-dessus du cœur avant de descendre en formant une crosse. Au niveau de cette crosse se séparent les deux principales artères de la tête, les carotides gauche et droite, et une artère pour chaque bras. L'aorte descend du thorax dans l'abdomen.

Dans l'abdomen, trois artères principales se rendent aux intestins et au foie et une à chaque rein avant que l'aorte ne se divise en artères iliaques gauche et droite qui alimentent le pelvis et les jambes. Des artères, le sang passe aux artérioles qui le mènent à chaque organe ou tissu, puis il pénètre le vaste réseau de capillaires.





**Figure 5 : Principales artères du système sanguin [CHA.09]**

Dans les capillaires, les cellules sanguines cheminent les unes derrière les autres, délivrant l'oxygène et d'autres substances, prélevant le gaz carbonique et d'autres déchets. Le retour du sang vers le cœur se fait par le système veineux. Il emprunte d'abord de très petits vaisseaux. Il poursuit son chemin par des petites veines puis revient au cœur par des veines assez grandes pour être vues à travers la peau ; les veines de gros calibre contiennent des valvules empêchant le sang de refluer vers les tissus (rôle fondamental d'anti-retour au niveau des jambes). Toutes les veines provenant de l'organisme convergent dans deux grands vaisseaux : les veines caves supérieure et inférieure. La première collecte le sang de la tête, du bras et du cou, et la seconde reçoit celui de la partie basse du corps. Ces deux veines amènent le sang à la partie droite du cœur d'où il est évacué dans l'artère pulmonaire.

### **2.3.2. La structure des artères et des veines**

Les artères partent du cœur et vont aux organes (Figure 5). Les veines partent des organes et vont au cœur. La paroi des vaisseaux sanguins (artères, artérioles, capillaires et veines) est composée de trois couches successives (sauf celles des plus petits diamètres) ayant chacune une fonction particulière (Figure 6) : l'intima, est recouverte d'une monocouche de cellules

endothéliales\*, la média dont les éléments constitutifs sont arrangés de manière concentrique et qui contient essentiellement des cellules musculaires, du collagène\* et des fibres élastiques, et enfin l'adventice, qui permet l'encrage du vaisseau aux tissus environnants et qui contient essentiellement des fibres de collagène et des nerfs. Entre l'intima et la média se trouve une mince membrane élastique (élastica interna) et entre la média et l'adventice se trouve une autre membrane élastique encore plus fine (élastica externa). Les propriétés mécaniques des différentes couches constituant les artères dépendent de leur quantité d'élastine, qui varie avec le diamètre du vaisseau. Cependant, une artère a en moyenne un module élastique faible (de l'ordre de 1 MPa). Chaque type de vaisseau est donc conçu de telle façon à pouvoir supporter la pression du flux sanguin en se déformant en conséquence (Tableau 1).

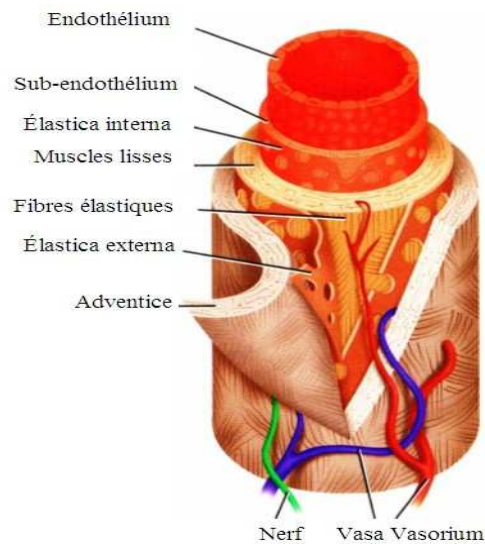


Figure 6 : Différentes couches constitutives d'une artère <sup>[DIE.11]</sup>

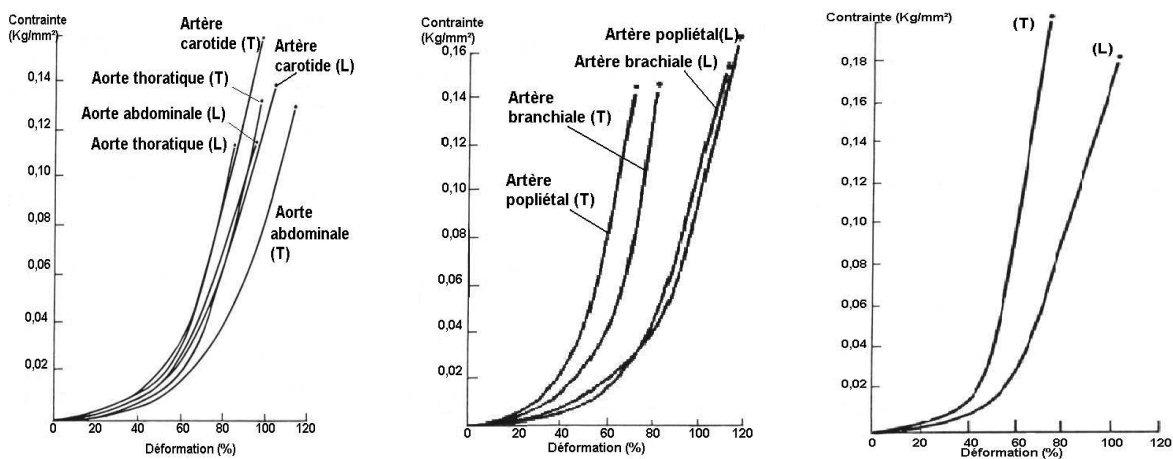
Tableau 1 : Pressions exercées en fonction du diamètre des vaisseaux artériels <sup>[CHA.09]</sup>

Type de vaisseau	Pression moyenne (mm Hg)†	Rayon du vaisseau (mm)	Tension de surface aux parois du vaisseau (N.m <sup>-1</sup> )
Aorte, grosses artères	100	13	170
Petites artères	90	5	60
Artérioles	60	0,0002-0,15	0,5-1,2

† 1 mmHg = 1,33 mBar

### 2.3.3. Comportement mécanique des artères

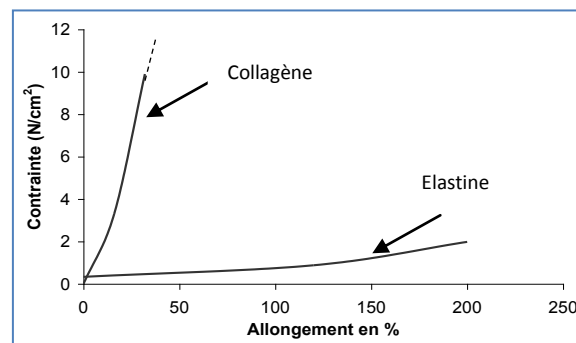
La pression artérielle varie de 80 à 140 mmHg ( $10^4$  à  $1.8 \cdot 10^4$  Pa) à chaque pulsation. Le nombre de ces variations de pression ou battement cardiaque est de 70 par minute pour un homme adulte en bonne santé au repos. Ce nombre peut dépasser 160 pulsations par minute avec un effort soutenu. Au repos, on peut considérer que la pression moyenne est de l'ordre de 120 mmHg. Mais un patient souffrant d'athérosclérose présente plus généralement une pression artérielle moyenne de 140 mmHg. Ceci explique que le comportement mécanique des artères doit permettre de supporter d'une part la pression moyenne du sang et d'autre part la partie pulsatile. Ceci est obtenu par une construction multicouche des vaisseaux sanguins. Les études des artères biologiques de Komuro <sup>[KOM.62]</sup>, puis les travaux de Hiroshi <sup>[HIR.70]</sup> montrent la diversité, l'anisotropie et le comportement élastique non linéaire des parois (Figure 7).



**Figure 7 : Contrainte en fonction de la déformation en traction longitudinale (L) et transversale (T) pour l'artère élastique (à gauche), musculaire (au milieu), mélangée (à droite) de personnes âgées de 20 à 29 ans <sup>[IVA.08]</sup>**

Ces courbes présentent une forme de « J » caractéristique des matériaux biologiques. Elles font apparaître essentiellement deux zones. Une première zone se présentant comme un plateau où l'augmentation de la déformation se traduit par une très faible augmentation de la contrainte, puis une zone où la structure se bloque et où l'augmentation de la contrainte engendre une très faible augmentation de la déformation. La première zone s'apparente au comportement d'un liquide et la deuxième zone au comportement d'un solide élastique. Ce comportement peut évoluer, voire se dégrader au cours du temps. L'origine de ce comportement est liée d'une part aux mélanges de deux constituants l'élastine et le collagène et d'autre part à la distribution et à l'orientation des macromolécules les constituants. Ceci est

parfaitement visible sur la Figure 8 lors de la comparaison entre le comportement longitudinal et transversal d'un même tissu biologique.



**Figure 8 : Courbes contrainte-déformation du collagène et de l'élastine** <sup>[ZBA.04]</sup>

Les artères sont des matériaux viscoélastiques <sup>[POU.86]</sup>. La distribution et l'orientation spécifique des divers composants à base d'élastine au sein des différentes couches constituant la paroi artérielle permet une déformation élastique de celle-ci. La présence du collagène qui est relativement rigide confère une nature visqueuse à la paroi de l'artère. Ceci permet d'une part d'éviter les débits turbulents et rétrogrades qui peuvent se produire dans le conduit sanguin si la tension élastique développée en réponse à la force pulsatile disparaît brutalement lorsque la contrainte s'arrête et d'autre part, de maintenir l'intégrité de la structure si la tension de la paroi augmente.

Les artères sont des tissus mous dont les propriétés changent avec l'âge de l'individu et les fonctions qu'elles doivent assurer. En plus de la structure à base de collagène et d'élastine on retrouve la présence de cellules musculaires réagissant aux stimuli d'hormones.

Certains auteurs comme Kenedi, Gibson, et al. <sup>[KEN.64]</sup> expliquent la non-linéarité du comportement en traction unidirectionnelle par un modèle de recrutement. Dans ce modèle, les fibres de collagène sont progressivement alignées dans le sens de la sollicitation. Cette progressivité est à l'image de la zone de transition. Plus récemment, grâce à des mesures de diffraction des rayons X, Purslow et al. <sup>[PUR.98]</sup> pensent que la nature non linéaire de la réponse mécanique peut être liée aux processus de relaxation dans les fibres de collagène ou à l'interface fibre-matrice.

Quoi qu'il en soit, le raidissement du matériau peut être modélisé par plusieurs lois constitutives décrivant la contrainte  $\sigma$  comme des fonctions de puissances ou exponentielles de la déformation  $\varepsilon$ . Deux exemples sont donnés dans l'équation suivante proposée par Kenedi, Gibson, et al. <sup>[KEN.64]</sup> :

$$\sigma = K\varepsilon^d, \quad \sigma = E(e^{\alpha\varepsilon} - 1) \quad (\text{I-2})$$

Mais ces lois ne permettent qu'un lissage des données et ne prennent pas en compte tous les aspects comportementaux des tissus biologiques. En particulier, la contrainte subie est rarement unidirectionnelle. En effet, la pression sanguine induit une extension et un gonflement du conduit sanguin. Une méthode pour tester le comportement global de l'artère ou de la veine est donc de la mettre sous pression. Ces essais montrent encore une fois que le comportement est non linéaire. Voilà bientôt quarante ans que Patel <sup>[PAT.69A]</sup> fit des expériences sur des artères de chiens sacrifiés. Les résultats peuvent être analysés par l'intermédiaire de la notion de compliance (qui sera détaillée à la fin du chapitre) qui est le facteur de proportionnalité entre la variation du volume du conduit et la variation de pression qui l'a engendrée. Là encore il est possible de constater une non-linéarité de ce paramètre qui, d'une certaine façon, correspond à la pente instantanée de la courbe pression en fonction de la variation de volume absolue ou relative. Ce comportement fut attribué à la composition bi-phasique des parois de l'artère en élastine et collagène. L'élastine est extensible alors que le collagène est plus rigide et n'est sollicité que lorsque la pression dépasse une certaine valeur. L'augmentation du collagène avec l'âge par rapport à l'élastine rigidifie la paroi artérielle.

Les essais sur chiens vivants sont également possibles comme l'on fait Patel et al. <sup>[PAT.69B]</sup>. Une analyse des paramètres individuels, à savoir l'épaisseur, la longueur et le rayon de l'artère ont confirmé les essais sur tissus extraits de l'animal : le comportement mécanique des conduits artériels est bien non linéaire et anisotrope. Une façon de caractériser le comportement non linéaire dans une plage étroite de pression est de mesurer l'exposant de la loi de comportement comme le rappelle Gupta <sup>[GUP.97]</sup>. Ceci est préférentiellement réalisé dans la zone de fonctionnement physiologique des artères. Elle est définie par une pression sanguine comprise entre 80 et 120 mm Hg. Cet exposant  $d$ , nommé paramètre de raideur, peut être calculé par l'approximation suivante valable dans la limite d'une plage de pression suffisamment étroite :

$$d = \frac{\ln(P/P_M)}{(D/D_M)-1} \quad (\text{I-3})$$

Où  $P_M$  est la pression systémique moyenne (100 mmHg)

$D_M$  est le diamètre externe à la pression  $P_M$ .

Un autre aspect à prendre en compte est la réponse dynamique du vaisseau sanguin. Celle-ci est pulsatile car le vaisseau gonfle périodiquement en fonction des battements cardiaques.

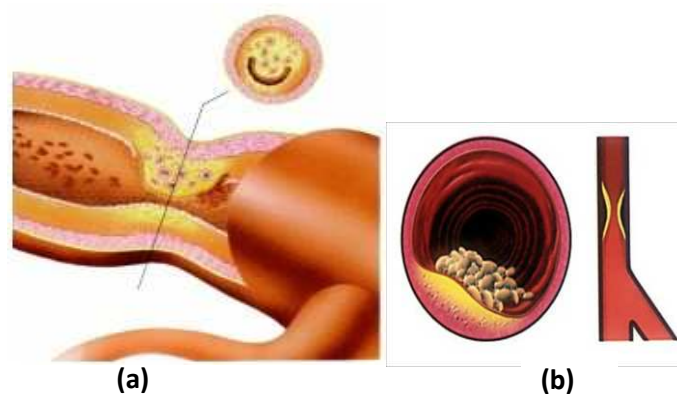
Une des possibilités pour mieux appréhender ces problèmes est de réaliser un test de traction bidirectionnelle avec un cycle de charge et de décharge. C'est ce type de test que Demer [DEM.83] a réalisé sur du tissu myocardique de chien.

La modification du comportement mécanique des artères au cours du temps peut conduire à différentes pathologies vasculaires et pourra engendrer des conséquences graves sur la vie des personnes.

### 3. Les pathologies vasculaires

Parmi les différentes pathologies touchant le système vasculaire, on en distingue quatre principales que sont l'athérosclérose, la thrombose\*, la formation d'anévrismes et la dissection [BER.81, EDW.63, EDW.78, EDW.98, FEL.90, RIE.97, SWE.78, SLA.87]:

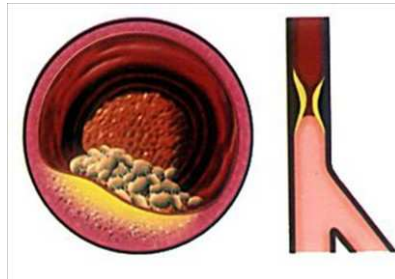
- L'athérosclérose est une pathologie qui se caractérise par une perte des propriétés structurales de la paroi artérielle. On observe la formation d'une plaque athérosclérotique tapissant la paroi interne des artères, ce qui obstrue partiellement (sténose\*) (Figure 9), ou totalement (occlusion) la circulation sanguine. Elle touche principalement les grosses artères (l'aorte et ses principales artères), mais aussi les petites artères (artères coronaires et cérébrales). Malgré la fréquence de cette maladie et les nombreuses études qui s'y rapportent, ses origines sont encore mal définies. L'athérosclérose est la première cause de mortalité et de morbidité dans les pays occidentaux avec chaque année en France 120 000 infarctus du myocarde et 130 000 accidents vasculaires cérébraux [BON.05].



**Figure 9 : (a) Représentation schématique d'une artère sténosée vue en coupe; (b) Réduction de la lumière de l'artère par la plaque athérosclérotique [CHA.09]**

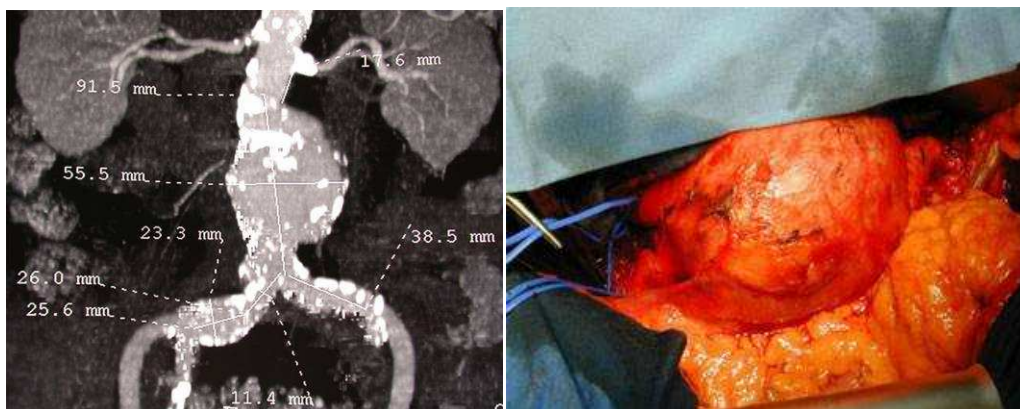
- La thrombose est due à un phénomène de coagulation\* du sang, qui devrait normalement se produire quand le sang s'échappe d'un vaisseau et non quand il y circule. Un thrombus est constitué principalement de plaquettes, de fibrines\* et de globules rouges, le tout

adhérant à la paroi artérielle (Figure 10). Le thrombus peut alors grossir jusqu'à obstruer totalement la lumière du vaisseau et ainsi arrêter le passage du flux sanguin ; c'est le phénomène de thrombose oblitérante. Les trois causes majeures de thrombose sont : un ralentissement du flux sanguin, des modifications des propriétés des parois artérielles et des modifications des propriétés du sang lui-même.



**Figure 10 : Thrombose** [CHA.09]

- La formation d'anévrismes: Les parois artérielles peuvent aussi à l'inverse se distendre jusqu'à plusieurs fois leur diamètre initial en perdant leurs propriétés élastiques (Figure 11). Le risque majeur en est la rupture, causant une hémorragie\* pouvant entraîner le décès du patient. La pathologie anévrysmale touche les trois tuniques de la paroi artérielle, dans le cas contraire, il s'agit de faux-anévrismes ou de pseudo- anévrismes. Il existe des anévrismes fusiformes avec une dilatation de toute la circonférence de l'aorte, et des anévrismes sacciformes où la dilatation reste localisée à une partie de la paroi. Les phénomènes aboutissant à une dégénérescence anévrysmale sont complexes et que partiellement élucidés. Le début du processus est indéniablement la destruction des fibres élastiques de la paroi artérielle, le maintien de la résistance pariétale n'étant progressivement plus qu'assuré par le collagène. En phase ultime, les mécanismes de synthèse de collagène sont dépassés par les collagénases avec fragilisation de la paroi jusqu'à la rupture [SAK.93, THO.02].



**Figure 11 : Anévrisme de l'aorte abdominale (photo du Professeur Jean-Luc MAGNE)** [CHA.09]

- Enfin le dernier cas de pathologies vasculaires, moins fréquent que les trois précédents est la dissection. Les différentes couches constitutives de l'artère peuvent se désolidariser entraînant une pénétration du sang au sein de l'artère et la formation d'un hématome. La paroi artérielle est alors fragilisée et des débris pouvant être libérés dans la circulation risquent éventuellement de provoquer une embolie.

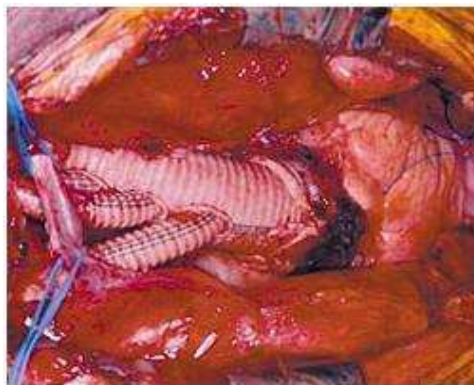
La première solution envisagée pour pallier aux problèmes cardiovasculaires est la prise de médicaments. Lorsque ceux-ci ne sont plus efficaces, une intervention chirurgicale est nécessaire. Il s'agit soit d'une chirurgie classique dite aussi invasive, soit d'une chirurgie endovasculaire dite non invasive.

#### **4. Approches chirurgicales**

Pour soigner les diverses maladies artérielles, plusieurs techniques sont disponibles suivant l'ampleur et la localisation de la lésion.

##### **4.1. Chirurgie classique**

La chirurgie classique consiste à exclure la partie malade de l'artère et à la remplacer par un conduit cylindrique qui permettra de rétablir l'architecture artérielle (Figure 12). Les matériaux synthétiques utilisés comme substituts artériels sont le Dacron<sup>®</sup> tissé ou tricoté (Polyéthylènetéréphtalate ou PET) pour les artères de diamètres supérieurs à 10 mm et le Téflon<sup>®</sup> (Polytétrafluoroéthylène ou PTFE) pour les artères de diamètres de 6 à 10 mm. Ce type de chirurgie, bien qu'encore très utilisé, nécessite des interventions chirurgicales lourdes et invasives mais désormais bien maîtrisées du point de vue de l'acte chirurgical. Actuellement, les praticiens se tournent de plus en plus vers des techniques de chirurgie moins invasives (qualifiées souvent par abus de langage de chirurgies non invasives), telle la chirurgie endovasculaire.

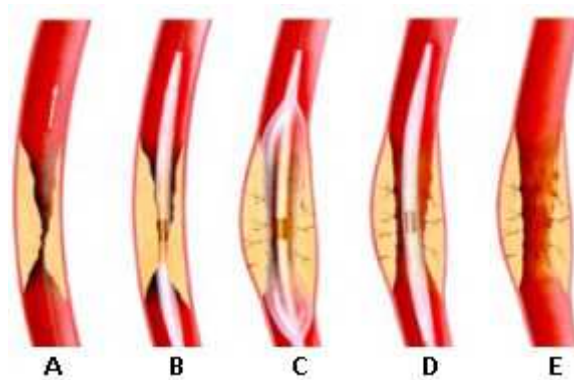


*Figure 12 : Prothèse artérielle implantée* <sup>[CHA.09]</sup>



## 4.2. Chirurgie endovasculaire

Le principe de la chirurgie endovasculaire est d'intervenir par voie percutanée sur les lésions artérielles. La prothèse est amenée sur son site d'implantation via un système de guides (cathéters) dont le cheminement est suivi en temps réel grâce à des techniques d'imagerie médicales. On distingue trois champs d'interventions : 1- l'athérectomie, qui consiste à réduire les plaques sténosantes par l'utilisation de têtes rotatives, les débris étant évacués ensuite par cathéters. 2- L'angioplastie par laser, qui utilise l'énergie thermique du laser pour arriver au même résultat que l'athérectomie. 3- L'angioplastie par ballonnet, qui consiste à dilater la plaque athérosclérotique par gonflement d'un ballon (Figure 13).



**Figure 13 : Angioplastie par ballonnet : (A) présence d'un athérome;(B): introduction du cathéter avec ballonnet; (C) ballonnet gonflé début du gonflement du ballonnet; (D) ballonnet retiré;(E) le cathéter est retiré, la lumière artérielle est rétablie <sup>[CHA.09]</sup>**

L'angioplastie peut être accompagnée d'une pose de stent afin de maintenir l'artère parfaitement ouverte. Il s'agit d'un dispositif en acier inoxydable ou en un autre métal ressemblant à un ressort qui est placé d'une façon définitive dans l'artère.

Récemment, une combinaison entre une prothèse en tissu de polyester et un stent est apparue sur le marché. Cette association forme ce qui est convenu d'appeler une « endoprothèse ». L'endoprothèse permet d'exclure les anévrysmes\* de la circulation tout en conservant un flux normal à travers la lumière de la prothèse en PET.

Pour réussir un remplacement artériel, la prothèse doit avoir un comportement « in vivo » qui se rapproche de celui des artères vivantes. Nous allons, dans la partie suivante, détailler les caractéristiques des prothèses vasculaires.

## 5. les prothèses vasculaires

### 5.1. Historique

En 1952, Voorthees proposait la première prothèse artérielle synthétique en Vinyon-N [VOO.52]. Toutefois, le Vinyon N [poly(vinyl chloride-co-acrylonitrile)], tout comme l'Ivalon [poly(vinyl formal)] et l'Orlon [poly(acrylonitrile)] ont été incapables de résister à la dégradation *in vivo* [EAS.62, HAR.56, SAU.67, YAW.74]. Creech montra que les prothèses en Nylon (polyamide) perdent 80% de leur force de rupture après 8 mois d'implantation, induisant des dilatations et des ruptures [CRE.54].

En 1955, un nouveau polyester (polyéthylène téréphtalate PET) nommé Dacron<sup>®</sup> est commercialisé par son fabricant DuPont de Nemours & Co. Inc.. Le PET présentait une bonne stabilité structurale, était raisonnablement inerte, biocompatible, souple, élastique et résistant à la stérilisation.

En 1957, la première prothèse artérielle en Dacron<sup>®</sup> fut commercialement disponible. Ensuite, plusieurs variétés de prothèses textiles en polyester ont été développées. Elles se distinguent par l'organisation des fils formant le tube prothétique. En plus des grandes catégories que sont les prothèses tissées et tricotées, il existe plusieurs déclinaisons (tricot chaîne ou trame, velours, etc..).

Des filaments analogues au Dacron<sup>®</sup>, telle que le Dallon<sup>®</sup>, les fibres de Rhône Poulenc, etc. sont aussi commercialisées comme matériaux pour prothèses vasculaires. Toutefois, le Dacron<sup>®</sup> est le matériau le plus utilisé pour les prothèses vasculaires.

Les prothèses vasculaires en polyester sont devenues un produit médical très répandu et fabriqué dans de nombreux pays, dont les Etats-Unis, la France, la Grande Bretagne, l'Allemagne, la Tchécoslovaque, l'Argentine, l'Inde, la Chine etc. [GUI.83, GUI.86, KIN.85].

L'objectif premier d'une prothèse est d'être imperméable. Pour répondre à ce besoin les premiers développements furent faits avec des prothèses vasculaires tissées selon une armure toile. Depuis, l'évolution des prothèses est passée par différentes étapes qui ont amélioré leurs propriétés.

La première étape consistait à augmenter la porosité surfacique des prothèses afin d'en favoriser la cicatrisation\* et donc l'encapsulation [WES.61, WES.64, WES.68]. Des prothèses légères,

en tricot trame, étaient alors produites. Elles se sont montrées peu stables dans le temps et ont été le siège de dilatations et de ruptures, ce qui a motivé leur abandon <sup>[HUS.76]</sup>.

Lors d'une deuxième étape les chirurgiens voulaient promouvoir la cicatrisation et la ré-endothélialisation de la surface luminale de la prothèse en y incorporant des fibres texturées <sup>[NOO.78, SAU.71]</sup>. Les prothèses à velours externe présentaient une meilleure encapsulation externe et un meilleur ancrage. Les prothèses à double velours (interne et externe) produites avec des fibres circulaires et trilobées se sont avérées instables mécaniquement et sensibles à la dégradation chimique, ce qui les conduisait fréquemment à la rupture. La cicatrisation complète des prothèses en polyester n'étant jamais obtenue chez l'homme, ce concept a perdu beaucoup de son importance.

La troisième étape visait à augmenter la résistance mécanique des prothèses, celle-ci s'étant avérée insuffisante dans les étapes précédentes. Cela a été réalisé grâce à l'introduction de nouveaux types de prothèses tissées, et par la généralisation des tricots chaînes. Les prothèses tissées à faible perméabilité à l'eau et comportant un velours externe montrent de bonne capacité de cicatrisation sans tendance à l'effilochage aux anastomoses\*<sup>[CHA.91]</sup>. Les prothèses à tricot chaîne comportant des filaments texturés ont également montré une excellente capacité mécanique, ce qui explique une augmentation de l'utilisation des prothèses de ce type <sup>[GUI.86]</sup>.

Une nouvelle structure « sharkskin » apparue aux U.S.A (année 1998) a été développée pour renforcer la structure de la prothèse vasculaire <sup>[BOS.98]</sup>.

Ces développements réalisés ont permis de mettre sur le marché plusieurs prothèses vasculaires composites. Le recouvrement d'une prothèse artérielle en polyester par un plasma PTFE est l'un de ces développements. Les prothèses en polyester sont souvent imprégnées d'une substance biodégradable afin d'obtenir une étanchéité initiale évitant une pré-coagulation. Des prothèses imprégnées de collagène, d'albumine\* ou de gélatine\* sont actuellement également commercialisées.

Depuis l'introduction des premiers tubes aortiques, l'amélioration constante des prothèses artérielles a largement contribué aux progrès de la chirurgie vasculaire. Le substitut artériel idéal reste cependant à mettre au point.

## 5.2. Caractéristiques idéales des prothèses vasculaires

Une prothèse vasculaire idéale doit avoir un comportement dynamique aussi proche que possible de celui d'une artère humaine saine. De plus la conjonction de trois propriétés fondamentales, solidité, bonne compliance\* et surface non thrombogène, est impérative. La solidité se mesure à travers la durée de vie de la prothèse artérielle. Elle doit être supérieure à l'espérance de vie du patient chez qui elle est mise en place. La compliance de la prothèse doit approcher celle des artères saines de l'hôte. Ceci permet d'une part d'avoir une diminution des risques de rupture aux anastomoses. D'autre part la prothèse participera activement à l'écoulement sanguin comme une artère naturelle. Une surface interne non thrombogène ne doit ni provoquer une résistance à l'écoulement ni favoriser la formation d'une réaction cicatricielle\* induisant une thrombose. La prothèse doit satisfaire à d'autres impératifs: être imperméable au sang, biocompatible, être capable de remodelage (c'est-à-dire de résister à la dégradation rapide mais biodégradable avec porosité homogène ou croissante permettant la croissance des cellules et du tissu ainsi que le transport des nutriments et l'élimination des déchets issus du métabolisme in vivo), prête à être implantée, disponible sous diverses formes et diamètres et facile à manipuler et à suturer [COT.98].

A ce jour, le substitut artériel idéal n'existe pas, mais des produits relativement satisfaisants sont disponibles.

## 5.3. Les types de prothèses vasculaires

Il existe plusieurs grandes familles de prothèses vasculaires, qui sont les substituts biologiques, les prothèses hybrides, les prothèses synthétiques et les prothèses composites [CHA.04A, COU.88] (Figure 14).

Bien que beaucoup de nouvelles techniques soient explorées, la prothèse en PET reste, de nos jours, le meilleur substitut artériel pour les artères de moyen et gros calibre. Pour le substitut de petit calibre, la veine saphène interne demeure une solution très utilisée. Le ePTFE (Teflon®) est également utilisé fréquemment pour les petits diamètres et notamment pour la chirurgie de revascularisation sous-inguinale.

La première génération de prothèses vasculaires Teflon® est apparue au début des années 60. Elles ont été rapidement abandonnées à cause des effets d'effilochage observés sur les lignes d'anastomose [EDW.63]. La seconde génération en ePTFE microporeux a été

commercialisée dans les années 70. La structure microporeuse est obtenue par chauffage du polymère extrudé à une température supérieure à sa température de fusion.

L'analyse chimique d'explants de prothèses en ePTFE implantées chez l'homme a confirmé la bonne stabilité de ce matériau [GUI.93]. Malheureusement, ces prothèses connaissent de faibles taux de réussite lorsqu'il s'agit de remplacer des artères de petits calibres c'est-à-dire inférieurs à six millimètres [CHA.99, GRE.00]. En effet, compte-tenu de l'incompatibilité mécanique entre la matière synthétique et le segment d'artère sur lequel est greffée la prothèse [SAR.06], il y a thrombose rapide de la lumière prothétique [GOR.04] et hyperplasie intinale [HAR.03] ce qui explique le faible taux de réussite.

Afin de résoudre les problèmes rencontrés pour les différentes prothèses, il faut se pencher un instant sur leur processus de mise au point. C'est dans ce cadre que nous aborderons dans la partie suivante la fabrication de ces prothèses.

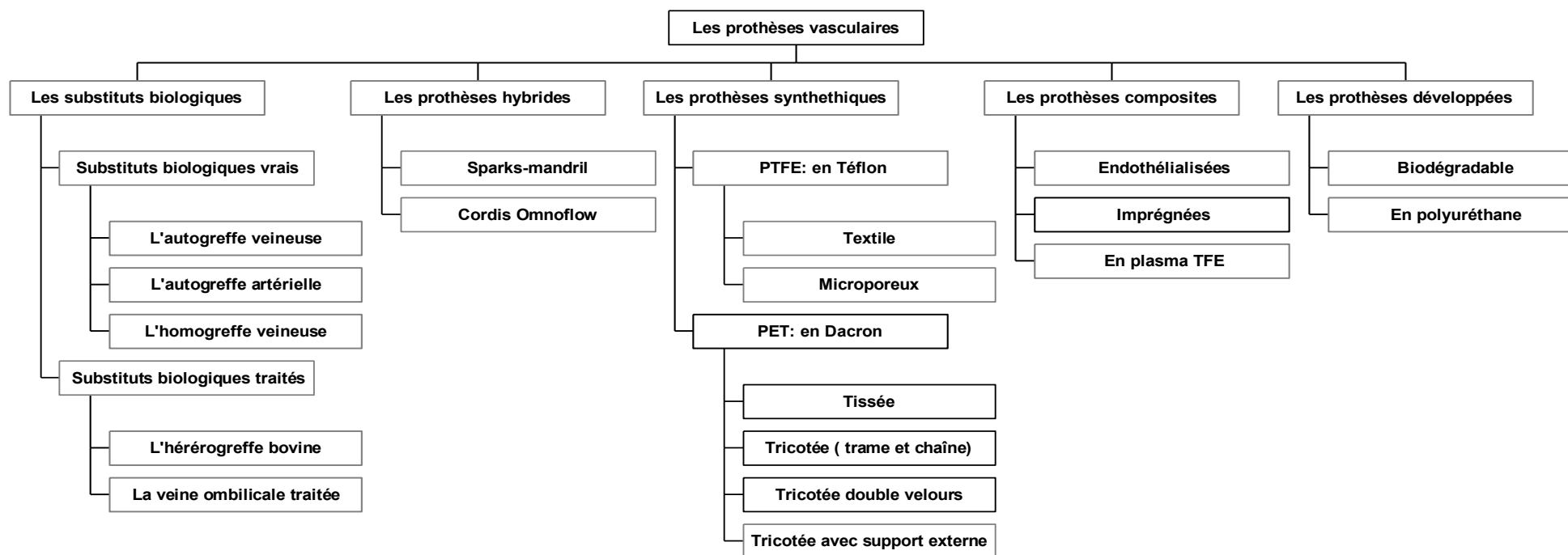


Figure 14 : Les grandes familles de prothèses vasculaires ; PET : polyéthylène téréphtalate, PTFE : polytétrafluoroéthylène, TFE : tétrafluoroéthylène

## **5.4. Fabrication des prothèses vasculaires en textile**

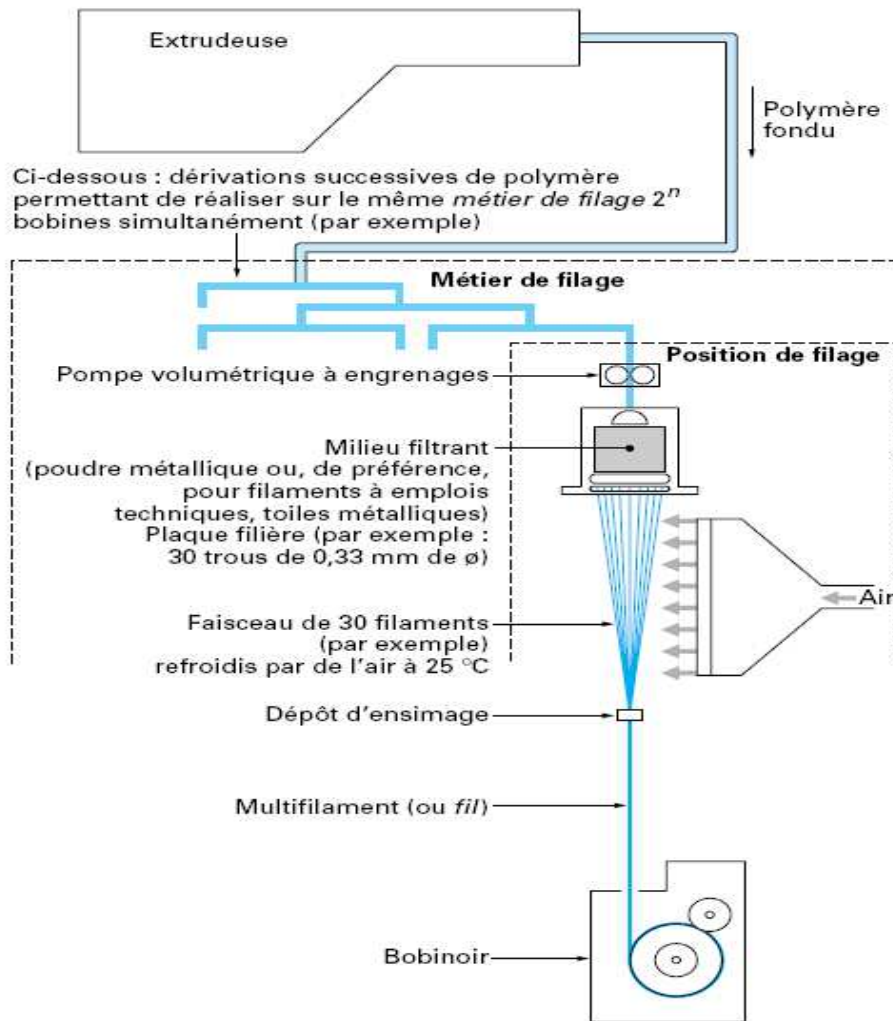
Le processus de fabrication des prothèses textiles trouve son origine dans l'industrie textile classique. Il faut former des filaments et des fils qui seront assemblés pour obtenir une surface. Dans le cas des prothèses que nous avons étudiées, il s'agit d'un tricot chaîne composé de filaments circulaires. Ces filaments sont plats (pas de traitement particulier) ou texturés. Sur toutes les prothèses interviennent les post-traitements qui confèrent au produit ses qualités. En général, le processus de production de la prothèse vasculaire en textile suit les étapes suivantes :

1. Production des filaments plats ou texturés
2. Construction du tube prothétique : tricotage ou tissage.
3. Compaction chimique et thermique (si nécessaire) : diminution en longueur des filaments par un agent spécifique entraînant une meilleure étanchéité de la paroi prothétique
4. Cosselage et / ou support externe (si nécessaire) : renforcement mécanique vis-à-vis de l'écrasement
5. Nettoyage
6. Imprégnation ou traitement de surface : étanchéisation finale
7. Stérilisation et emballage

Nous allons par la suite développer toutes ces étapes de fabrication.

### **5.4.1. Production des filaments**

Le polyéthylène téréphtalate (PET) est le polymère le plus utilisé pour fabriquer les prothèses artérielles textiles. Du fait de la faible quantité de fil nécessaire pour la fabrication des prothèses, aucun fabricant ne s'est lancé dans la fabrication d'un PET à usage médical. Cela a conduit les fabricants de prothèses vasculaires à se procurer des matériaux qui sont conçus pour d'autres applications textiles. Les filaments de PET sont obtenus par extrusion aux travers de filières de tailles et de formes différentes permettant de préparer des fibres de morphologies variées. Le polymère fondu est envoyé sous pression sur une plaque de filière qui comporte une ou plusieurs plages de 3 à 200 orifices calibrés pour l'élaboration des fils et une plage de 500 à plusieurs milliers d'orifices calibrés pour celle des fibres. Chaque orifice est distant de ses voisins de quelques millimètres pour éviter les collages de brins à brins alors que le polymère n'est pas encore refroidi (Figure 15).



**Figure 15 : Filage des fibres de polyester** <sup>[HAG.98]</sup>

Les fils issus du processus de filage sont soumis à une opération d'étirage qui consiste à appliquer une déformation longitudinale à une température légèrement inférieure à la température de fusion. Nous aurons alors affaire à des polymères semi-cristallins qui confèrent à la fibre une souplesse et une résistance élevée. L'orientation des macromolécules selon l'axe de la fibre et la cristallisation qui se produit pendant l'étirage permettent d'améliorer les propriétés mécaniques. Le supplément de cristallisation nécessaire est alors obtenu par un traitement thermique complémentaire, accompagné ou non d'une relaxation et réalisé à une température comprise entre 130 et 180°C, sur la machine d'étirage.

Les fils multi-filamentaires de PET peuvent aussi être texturés sous l'action de la chaleur en leur transmettant des torsions désordonnées, des chocs thermiques et/ou des elongations périodiques. Ceci peut entraîner des défauts de différents types sur les fibres tels que : les irrégularités de diamètres, les torsions, l'écrasement de surfaces...



## 5.4.2. Production du tube

Au début, les prothèses vasculaires étaient réalisées par couture de deux morceaux de tissu [EDW.78]. Ensuite, les prothèses en polyester furent obtenues sous la forme d'un cylindre issu directement de l'opération de tissage ou de tricotage.

### 5.4.2.1. Tissage

La structure tissée est réalisée à partir de l'entrecroisement perpendiculaire de deux fils (la chaîne et la trame). Les prothèses tissées se présentent sous différentes formes. Les tubes droits sont fabriqués par des métiers à tisser à navette. Les tubes bifurqués ont une structure plus compliquée vu que le nombre de fils de chaîne n'est pas le même pour les branches que pour le corps. Ils sont normalement produits par des métiers à tisser Jacquard [MEA.99].

Les prothèses tissées compactes sont extrêmement solides puisqu'elles présentent les résistances à l'éclatement les plus élevées, les perméabilités à l'eau les plus faibles et elles ont une tendance minimale à l'usure et à la fatigue. Toutefois, elles manquent de souplesse et s'effilochent quelque peu aux extrémités.

Pour parvenir à tisser une prothèse facile à manipuler et à suturer par les chirurgiens, les fabricants ont produit des prothèses plus souples et plus flexibles en jouant sur les paramètres de fabrication de la structure tissée, comme par exemple le duitage (nombre de fils de trame par centimètre), le compte chaîne (nombre de fils de chaîne par centimètre), le type d'armure...

On peut donc rencontrer des contextures différentes pour les prothèses tissées tel que la toile, le satin 4/1 ou des mélanges de ces dernières [GUL.92, RAO.91]. Les flottés les plus longs sont arrangés de façon à border la surface externe, de manière à encourager une meilleure repousse tissulaire. On peut aussi utiliser des fils de types différents en mélangeant par exemple des fils standards et des fils texturés dans la même contexture ou en introduisant des monofilaments en élastomère dans les fils de chaîne afin d'assurer une plus grande souplesse en flexion [MEA.95].

Malgré l'apparition d'autres types de prothèses et les facilités qu'elles peuvent offrir aux chirurgiens, les structures tissées ont toujours montré une résistance mécanique élevée [DES.85], ce qui encourage le retour à ce type de prothèses.

#### 5.4.2.2. Tricotage

Pour parer aux deux défauts principaux que présentent les prothèses tissées et qui sont la rigidité et l'effilochage aux extrémités, des prothèses tricotées ont été introduites sur le marché. Celles-ci présentent une structure souple et flexible qui est facile à manipuler et à suturer.

Elles sont beaucoup plus perméables à l'eau que les prothèses tissées, du fait de la forme particulière de la maille qui confère à la structure une porosité plus importante. La structure tricotée est obtenue par l'entrelacement d'un ou plusieurs fils selon des directions perpendiculaires. On obtient ainsi des tricots trames ou des tricots chaînes.

Les tricots trames sont réalisés par un tricotage ne faisant intervenir qu'un seul fil de liage. La mobilité plus grande du fil dans le sens de la trame que dans le sens de la chaîne, fait que la compliance de la prothèse réalisée avec une telle structure se rapproche beaucoup de celle de l'artère naturelle.

En plus de leur tendance à se détricoter en cas de rupture d'un fil et à s'effiloche aux anastomoses, les prothèses textiles en tricots trames ont une faible stabilité dimensionnelle ce qui se traduit par une tendance à l'élongation et à la dilatation après implantation [CHA97B]. Ces diverses raisons ont conduit les fabricants à renoncer à la production de ce type de prothèses.

Les tricots chaînes sont réalisés à partir d'une technique faisant intervenir plusieurs fils. Ces fils forment des boucles qui sont entrelacées les unes avec les autres de sorte que chaque fil ait un trajet en zigzag dans la structure textile. Les structures les plus utilisées sont la charmeuse (locknit) et la charmeuse inversée ou Indéforma (reverse locknit) [CHA.97B, POU.86].

Ces structures sont relativement stables d'un point de vue dimensionnel et présentent une compliance plus élevée dans le sens circonférentiel que dans le sens longitudinal. Le degré de compliance de ces structures est plus grand que celui des prothèses tissées et plus petit que celui des tricots trames. Elles n'ont pas de tendance à l'effilochage aux anastomoses, ne se détricotent pas lors de la rupture d'un fil et présentent une résistance élevée à l'arrachement des sutures.

Pour aider les chirurgiens à aligner correctement la prothèse lors de son implantation, les fabricants ont introduit un ou deux fils de couleur dans la construction des tricots chaînes.

L'incorporation d'une telle ligne guide n'est pas possible techniquement dans les modèles de prothèses de types trames; une ligne colorée est alors imprimée sur la prothèse lorsque celle-ci est proprement conditionnée [GUI.82].

Le concept de velours a été appliqué aussi bien pour les prothèses tissées que pour les prothèses tricotées. L'effet velours est obtenu soit par grattage de la surface fibreuse ou par incorporation de fils texturés sous basse tension qui, lorsque la prothèse est traitée à la chaleur, forment des boucles à la surface du tissu de base.

L'aspect velours peut concerner la surface luminale (velours interne), la surface externe (velours externe) ou l'intégralité de la paroi prothétique (double velours). Les velours de type externe, permettent un meilleur ancrage de la prothèse, mais la possibilité d'endothélialisation de la surface luminale par les modifications structurales apparaît improbable, puisque ces modèles n'ont pas permis la cicatrisation complète chez l'homme [GUI.82].

### **5.4.3. Compaction**

La plupart des structures textiles sont initialement trop perméables aux liquides pour être utilisées directement pour les prothèses vasculaires. Un processus de compaction sous des conditions contrôlées est alors nécessaire pour réduire la porosité des étoffes et pouvoir ainsi prévenir les risques d'hémorragies lors de l'implantation de la prothèse.

Ceci est effectué par des traitements thermiques ou chimiques, qui inversent les changements réalisés durant l'étirement sur les filaments constituant le fil. Ces filaments peuvent donc subir des augmentations considérables de diamètre ainsi que d'importants rétrécissements dans le sens longitudinal au point que les filaments constituant le fil peuvent être pressés les uns contre les autres donnant des surfaces aplaties aux points de contact [GUI.92].

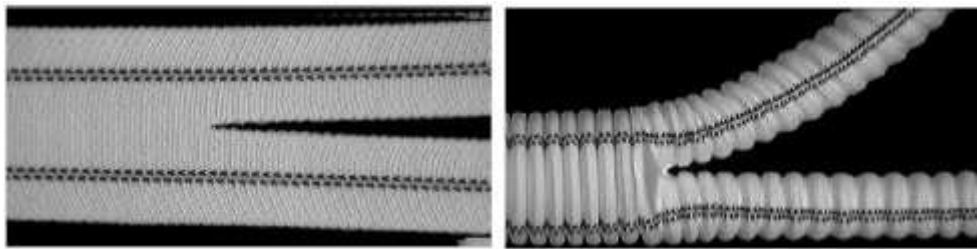
Le processus thermique utilise une chaleur sèche à une température moyenne de 120 à 155°C et le processus chimique nécessite des agents de gonflement, des solvants ou la combinaison des deux [POU.86].

Les changements de l'arrangement moléculaire, du degré d'orientation et de la cristallinité sont normalement accompagnés par une diminution significative des propriétés mécaniques et physiques des fibres, ce qui pourrait affecter le comportement in vivo de la prothèse. Par exemple, l'application d'un mélange d'acide trichloracétique et de chlorate de méthyle semble

causer plus que 30% de réduction de la résistance à la traction des fils de PET lorsqu'ils sont traités pendant 15 min [POU.86].

#### 5.4.4. Cosselage et support externe

Le gaufrage (ou cosselage) est la forme en accordéon qu'on impose aux prothèses tissées ou tricotées pour améliorer la compliance longitudinale de la prothèse et éviter les risques de plicature, d'écrasement et de torsion (Figure 16).



*Figure 16 : Prothèse avant cosselage (à gauche), prothèse après cosselage (à droite)*

Le principe a été introduit par Sterling Edwards et James Tapp en 1955 en découvrant une méthode de gaufrage pour les fils en Nylon [POU.86]. Depuis, deux méthodes de gaufrage applicables à toutes les fibres synthétiques ont été introduites, aboutissant à deux types différents de cosselage.

Le cosselage hélicoïdal est obtenu par un enroulement d'un fil autour du greffon fixé et comprimé sur un mandrin chauffant. Cette méthode ne convient pas aux velours ni aux fils texturés épais car la pression exercée sur les fibres peut entraîner un dressage ou des aplatissements permanents des filaments [GUI.82].

La deuxième méthode de cosselage consiste à l'application d'une pression de vapeur à l'intérieur d'une matrice conçue selon la configuration requise. Ce processus produit normalement des gaufrages circulaires, mais la matrice peut être modifiée pour produire des gaufrages hélicoïdaux. Cette technique est bien adaptée aux prothèses de type velours.

S'il apporte un avantage en terme de comportement mécanique, le gaufrage est néfaste hémodynamiquement. En effet, les plis résultant de ce procédé peuvent créer des perturbations dans le flux sanguin et peuvent encourager la formation des sites d'accumulation de structures thrombotiques spécialement sur la ligne anastomotique [BEN.99, GUI.82]. La profondeur et la fréquence des plis dans une prothèse dépendent soit de l'angle des tours de fil et de la force de compression, soit de la forme et de la configuration de la matrice à vapeur

sous pression. Les études expérimentales et cliniques manquent pour connaître la forme optimale du cosselage conférant les meilleures performances.

Pour stabiliser la structure et renforcer la prothèse, certains fabricants rajoutent un support externe sur la prothèse. Par exemple, le bobinage d'un mono-filament polypropylène (1 mm de diamètre) en spirale autour d'un tube prothétique tissé empêche l'écrasement du tube textile sous l'effet d'une compression externe <sup>[GUI.92]</sup>.

#### **5.4.5. Nettoyage**

Cette opération a pour but d'éliminer les contaminations introduites sur le produit fini pendant toutes les étapes du processus de fabrication. Ceci doit être réalisé avant l'imprégnation de la prothèse avec des matériaux biodégradables, le conditionnement et la stérilisation. Il peut s'agir d'un nettoyage à chaud dans des hydrocarbures, de brassage mécanique ou ultrasonique, d'extraction des impuretés par reflux, de nettoyage aux produits caustiques, de blanchiment chimique et/ou d'autres traitements vigoureux <sup>[GUI.92]</sup>.

#### **5.4.6. Imprégnation et/ou traitement de surface**

Le concept de porosité permet d'améliorer la cicatrisation des prothèses vasculaires synthétiques à moyen et à long terme. Par contre, cette porosité pose un problème au moment de l'implantation des prothèses qui est l'étanchéité au sang. Afin d'éviter les pertes sanguines lors de l'implantation, deux possibilités existent : la pré-coagulation avec le sang du patient au moment de l'implantation pour que le malade présente une hémostase normale ou le traitement initial de la prothèse par un matériau biodégradable et peu thrombogène.

Actuellement, différentes matrices ont été proposées pour l'imprégnation des prothèses vasculaires telles que : le collagène, l'albumine, la gélatine, la chitosan ou des composés d'acide lactique et d'acide polyglycolique <sup>[GUI.92]</sup>. Des prothèses imprégnées au collagène, à l'albumine et à la gélatine sont actuellement commercialisées <sup>[CHA.97A]</sup>. L'enduction n'a pas comme seul rôle d'apporter une étanchéité accrue mais également d'incorporer des antibiotiques et des facteurs de croissance, favorisant l'implantation des cellules endothéliales du receveur.

#### **5.4.7. Stérilisation et emballage**

Le but de la stérilisation est d'assurer que les prothèses vasculaires sont absentes de tout germe pathogène. La stérilisation peut être réalisée en utilisant une chaleur sèche, une chaleur

humide, une irradiation ou des agents chimiques. Actuellement, la méthode de radio-stérilisation est la plus courante et une dose de 2,5 Mrad est utilisée.

L'emballage comporte deux boîtes est presque universellement utilisé. Un emballage par enrobage fait de papier huileux imperméabilisé (Tyvek®) sert de couvercle après avoir été scellé à la chaleur.

### 5.5. Lieux d'implantation et géométrie

Les principaux sites d'implantation (Figure 17) conditionnent les géométries des prothèses vasculaires. La topologie du système vasculaire doit être respectée. Dans certain cas, quelques prothèses peuvent être fabriquées pour une application spécifique comme le montre la Figure 18.

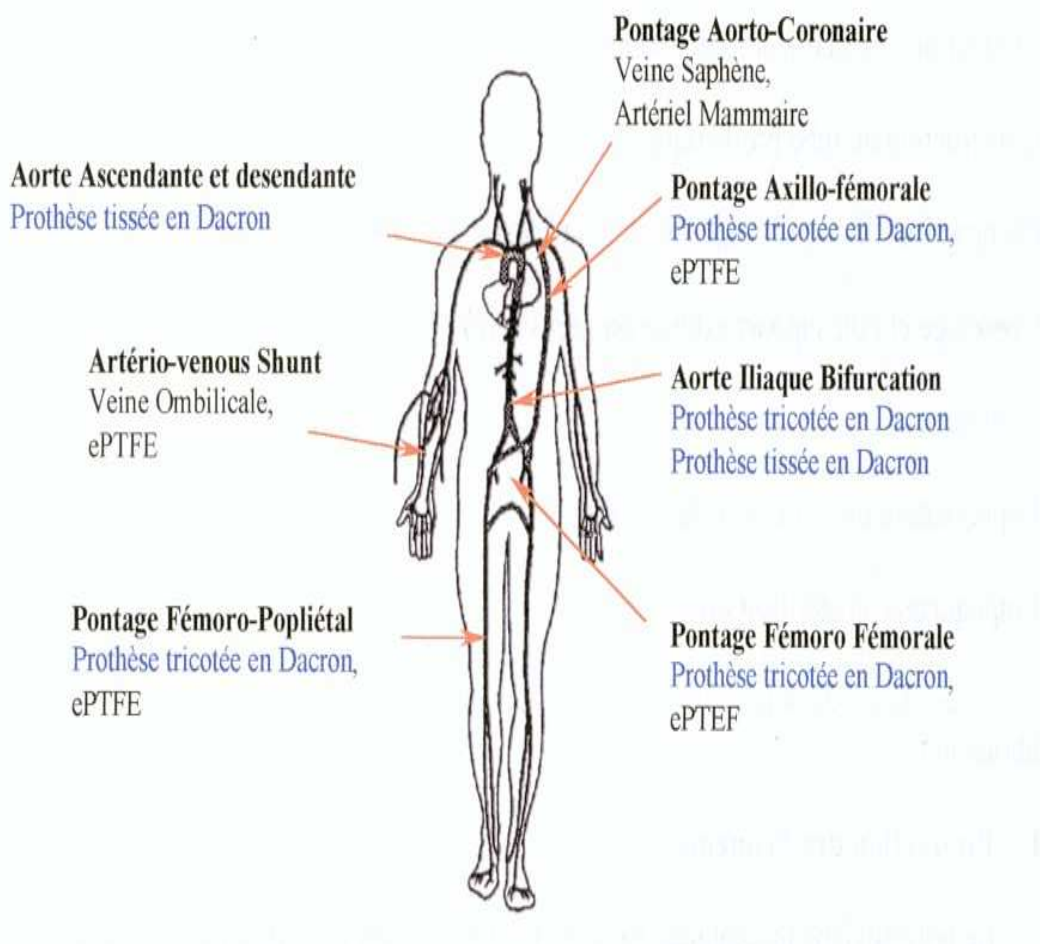
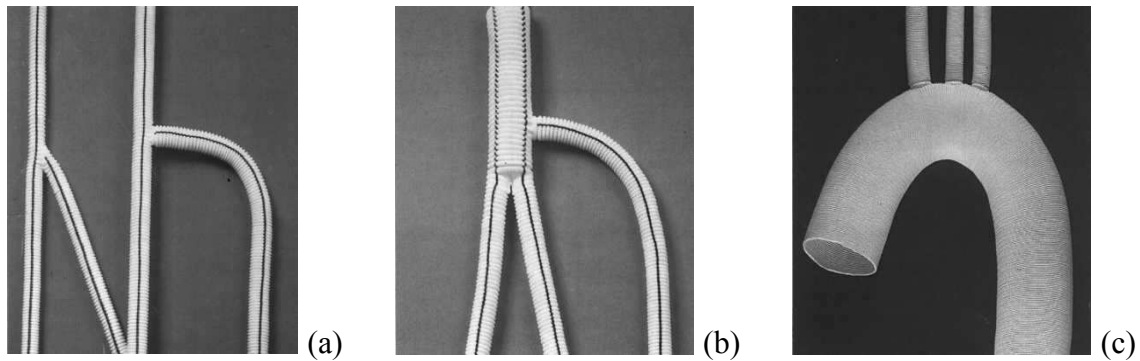


Figure 17 : Les sites principaux d'implantation pour des prothèses artérielles [ZBA.04]



**Figure 18 : Prothèses vasculaires synthétiques de formes spécifiques : les prothèses pour pontages axillo-fémoraux (a) ; pour pontages rénaux ou autres artères viscérales (b); pour remplacement de la crosse aortique (c)** <sup>[CHA.09]</sup>

La taille de la prothèse vasculaire doit être conçue selon certaines caractéristiques : diamètre interne nominal au repos, longueur utilisable minimum et diamètre interne nominal sous tension (mise sous pression à un minimum de 120 mmHg), si nécessaire. L'efficacité des prothèses vasculaires en polyester pour le remplacement des artères de plus de 5 mm de diamètre a été largement prouvée par l'expérience clinique.

La durée de vie d'une prothèse artérielle doit être au moins aussi longue que l'espérance de vie du patient chez qui elle est mise en place, pour cela les prothèses doivent conserver leurs propriétés tout au long de la durée de vie du patient. Mais des échecs sont cependant rapportés périodiquement dans la littérature.

## **5.6. Dysfonctionnement des prothèses artérielles**

Bien que le polyester soit l'un des meilleurs matériaux utilisés pour la fabrication des prothèses artérielles, plusieurs échecs ont été rapportés dans la littérature <sup>[BER.81, BLU.77, CHA.04, COO.74, KOM.62, OTT.72, OTT.76, POU.86, RIE.97, SLA.87, VIN.90, WES.64, YAS.78]</sup>. En effet, plusieurs complications évolutives peuvent apparaître sur les prothèses vasculaires. Ce sont: des dilatations, de faux anévrysmes, des détériorations textiles, des thromboses, des hémorragies et des infections <sup>[NUN.92, POU.86, POU.87]</sup>.

### **5.6.1. Défauts sans lien direct avec la structure textile**

Nous présentons ici les défauts qui ne sont pas directement imputables à une détérioration de la structure textile.

### **5.6.1.1. Infections et hémorragie**

Les infections et les hémorragies sont la 4ème cause d'échecs des prothèses en polyester. Les infections apparaissent rapidement après l'implantation. Riepe rapporte que la majorité des infections apparaissent dans les 12 premiers mois. Des infections peuvent également survenir aussi tardivement, même après 10 ans d'implantation [RIE.97].

Les phénomènes hémorragiques surviennent entre 0 et 10 mois après implantation [POU.86]. Guidoin a observé des infections après 10 ans d'implantation. L'infection est détectée soit directement par ses manifestations cliniques, soit par une analyse bactériologique positive ou encore après détection de la présence à l'interface entre le sang et la paroi prothétique de micro-organismes caractéristiques [VIN.91].

### **5.6.1.2. Thrombose**

La thrombose est une autre cause d'échec disponible pour les prothèses. L'occlusion de la prothèse devenant complète peut entraîner une amputation du membre alimenté par la prothèse. Le traitement anticoagulant à long terme permet de lutter contre la thrombose. Actuellement, l'occlusion des prothèses de petits diamètres (inférieurs à 5 mm) est la cause d'échec la plus importante pour les prothèses en PET mais aussi pour les prothèses en Téflon [BOS.98].

## **5.6.2. Défauts en lien avec la structure textile**

### **5.6.2.1. La dilatation**

La dilatation apparaît comme la complication la plus fréquente rapportée dans la littérature [POU.86-1]. Elle est caractérisée par l'augmentation du diamètre de la prothèse. Un grand nombre d'auteurs ont rapporté des phénomènes de dilatation. Les prothèses tricotées sont beaucoup plus concernées par ce phénomène que les prothèses tissées [POU.86]. Pour une même durée d'implantation, une prothèse tricotée peut être 5 fois plus dilatée qu'une prothèse tissée. La durée d'implantation a une influence notable sur la gravité de la dilatation.

### **5.6.2.2. La détérioration anastomotique**

L'anastomose est le raccordement entre les extrémités d'un organe et de la prothèse réalisée pour rétablir la continuité après ablation d'un segment de cet organe.

Les détériorations de la suture sont la deuxième cause de dégradation des prothèses [POU.86]. Les défauts liés à la suture semblent diminuer avec l'élimination de la suture en fil de soie et



l'utilisation plus large d'un fil de suture non résorbable <sup>[DOW.91]</sup>. Cependant, Guidoin a observé des dommages suite à un problème de suture pour un total de 35 prothèses explantées <sup>[GUI.87]</sup>. Downs <sup>[DOW.91]</sup> indique que la détérioration anastomotique apparaît souvent sous la forme d'un faux anévrisme anastomotique (Figure 19). Celui-ci se forme essentiellement à cause de la différence de compliance entre l'artère de l'hôte et la prothèse artérielle <sup>[ABB.87, HAS.85, OKU.89, SAL.01]</sup>. La contrainte au niveau de l'anastomose et l'adhésion au ligament inguinal engendrent des sollicitations de traction de l'anastomose qui peuvent expliquer les difficultés rencontrées <sup>[DOW.91, TRU.95, WAS.06]</sup>. Une infection bactérienne peut aussi jouer un rôle important dans le développement d'un faux anévrisme anastomotique <sup>[DOW.91]</sup>.



*Figure 19 : Faux anévrisme anastomotique* <sup>[CHA.09]</sup>

### 5.6.2.3. Les défauts structuraux

Les défauts structuraux se présentent sous différentes formes <sup>[POU.86]</sup>. En général, on observe sur les prothèses des amas de trous d'épingle. Des déchirures transversales et longitudinales peuvent aussi exister. L'effilochage aux anastomoses constitue un autre type de défaut structural. Ces dégradations ont été reportées sur différentes zones: aorto-bifémorale, aorto-biliaque, fémoro-popliée, la bifurcation aortique axillo-fémorale... L'apparition de ces différents types de dégradation sur le corps d'une prothèse peut entraîner des complications aboutissant au décès du patient. Les défauts structuraux apparaissent sur les prothèses tissées comme sur les prothèses tricotées (tricot trame ou tricot chaîne). Les prothèses tissées présentent des effilochages aux anastomoses, les prothèses en tricot trame <sup>[GUI.87, NUN.92]</sup>, se démaillent facilement.

Des ruptures longitudinales ont été reportées pour les prothèses en tricots chaîne en polyester. Chakfé et al. <sup>[CHA.97A, CHA01]</sup> ont rapporté 14 cas de ruptures longitudinales et ils ont indiqué que ces ruptures ont été localisées au niveau de la ligne guide utilisée par les

chirurgiens pour placer correctement la prothèse et de la ligne de remailage formant la jonction entre les deux types de la prothèse. Avant cette étude, les ruptures longitudinales sur la prothèse en tricot chaîne étaient très peu documentées.

Les défauts de structure sont des dégradations qui apparaissent généralement après une longue durée d'implantation pour les prothèses classiques en polyester. La majorité survient après 5 ans d'implantation. De ce fait, elles sont rarement documentées. Cependant, pour les endoprothèses, des trous sur le corps de la partie textile ont été observés pour des durées d'implantation plus courtes <sup>[ALI-98]</sup>.

## **6. Etude expérimentale des détériorations de prothèses vasculaires**

Les causes de dégradations de la prothèse en textile ont été analysées par plusieurs auteurs [BAT.84, BER.81, GUI.87, RIE.97, VIN.90] au fil des années. Leurs analyses revêtent plusieurs aspects complémentaires : textile, mécanique et physico-chimique. Il est donc intéressant de présenter rapidement les techniques expérimentales d'analyse des causes de changement des propriétés de ces prothèses après une certaine durée d'implantation. Ces analyses sont pratiquées après exérèse.

Mais avant toute analyse, il est indispensable de recueillir le maximum d'informations puisque les données collectées sont de plusieurs natures. En premier lieu, nous avons les informations concernant la prothèse vierge avant implantation (origine, taille, type, fabrication, etc.) et pendant l'implantation et l'explantation (date, site d'implantation, cause d'explantation, etc.). Ensuite, il est important de connaître les conditions de conservations des échantillons après exérèse.

### **6.1. Examen global des explants**

L'analyse détaillée des échantillons est précédée d'un examen macroscopique. Cet examen permet de donner une idée sur les caractéristiques morphologiques, la taille des prothèses après exérèse, l'intégrité structurale, l'encapsulation et la perméabilité ces prothèses [GUI.87].

Les échantillons sont normalement divisés en deux parties : une partie pour l'analyse pathologique et la deuxième partie pour l'analyse textile, mécanique et physico-chimique. L'analyse pathologique est réalisée à l'aide d'une solution de Bouin, en vue de l'analyse histologique, en utilisant un microscope optique et un microscope électronique à balayage.

## 6.2. Analyses textiles et mécaniques

Les aspects textiles englobent la mesure de la rétention du cosselage (disparition partielle du cosselage), la mesure de l'épaisseur du tissu, la mesure de la densité de mailles, la détermination du diamètre du filament et la détermination de la masse volumique des filaments issus de l'explant. Les aspects mécaniques comportent l'étude de la morphologie du filament par microscopie électronique à balayage et la mesure du comportement mécanique de la prothèse et du filament.

L'étude par la microscopie électronique à balayage est très utilisée pour observer les conséquences morphologiques des dégradations. Les faciès de rupture, la déformation, l'amincissement des filaments et les autres manifestations des détériorations physiques sont facilement examinés et quantifiables [BER.81, CHA.01, CLA.83, GUI.87, RIE.97, VRA.96].

Une étude menée au sein de notre laboratoire [WAN.01] a permis de montrer que l'évolution de contexture sur les explants se traduit essentiellement par une atténuation du cosselage et une diminution de la densité des mailles. Après 156 mois d'implantation, le taux résiduel de cosselage pour 9 explants testés était inférieur à 6,5%. Ce qui prouve que le cosselage a quasiment disparu (Figure 20) et que le matériau prothétique est relativement vieilli. Pour la même durée d'implantation, la densité des mailles était inférieure à la densité des mailles de la prothèse vierge (365 mailles par  $\text{cm}^2$  au lieu de 550). Cette dilatation survient même après 156 mois d'implantation.



**Figure 20 : Atténuation du cosselage après une durée de 12 ans d'implantation [WAN.01]**

La modification du comportement mécanique de l'explant est caractérisée à l'échelle du tissu et à celle du filament. Les auteurs utilisent souvent plusieurs types d'appareils pour tester le comportement mécanique des explants à l'échelle du tissu. Riepe [RIE.97] utilisait une méthode de perforation de la surface textile avec un doigt métallique. Cet essai était réalisé sur un appareil Bionix 858 MTS. La taille de l'éprouvette pour ce test est seulement la moitié de celle décrite dans la norme ISO7198-2.

De manière générale, les tests mécaniques utilisent une machine de traction. Cet appareil permet un contrôle indispensable des paramètres de l'essai. Plusieurs configurations sont

employées. Par exemple Clagett utilisa un dynamomètre Instron pour déterminer la résistance d'une bande transverse de 1 cm de largeur <sup>[CLA.83]</sup>; Vinard opta pour un appareil de traction « Adamel Lhomargy DY 21B ». Il mesura la force et l'allongement de rupture des prothèses explantées. Trois éprouvettes au minimum sont testées dans le sens longitudinal des prothèses. Lorsque les éprouvettes le permettent le sens transversal est également testé. Ces tests mécaniques montrent une diminution générale de la force de rupture après implantation (de 10% à 98%) et simultanément une diminution de l'allongement est observée dans la moitié des cas <sup>[VIN.90]</sup>.

### 6.3. Analyse physico-chimique

La dégradation du comportement mécanique du polyester peut résulter d'une modification de la microstructure moléculaire ainsi que de la rupture de la chaîne moléculaire du polyester. La microstructure est caractérisée par le degré de cristallinité, la taille des cristallites et l'orientation moléculaire. Ceci peut être déterminé par biréfringence <sup>[KIN.82]</sup>, par DSC (Calorimétrie différentielle à balayage) <sup>[BAT.84, VIN.90]</sup> et par diffraction des rayons X <sup>[GUI.87, VIN.90]</sup>. Le TDC (Temps de Dissolution Critique) est également une technique de choix.

Des travaux menées au sein de notre laboratoire <sup>[WAN.01, ZBA.04]</sup> ont montré que la technique de MDSC, malgré son apport indéniable, n'a pas permis une détection directe de la transition vitreuse en raison de l'organisation structurale des filaments. Par contre une augmentation de la température de transition vitreuse avec le temps d'implantation a été mise à jour lors d'un second passage. En effet, la modification organisationnelle a été suffisamment modifiée pour donner accès à cette transition. La fusion a été également porteuse d'informations intéressantes. Ceci a permis de mettre en évidence la présence de deux types de cristallites sur les fibres provenant des prothèses vierges. Avec le temps d'implantation la répartition entre ces deux types de cristallites se modifie. Les expériences avec les rayons X ont montré que le vieillissement s'accompagne de l'apparition d'une multitude de petites cristallites faisant chuter la taille moyenne des cristallites tout en augmentant le taux moyen de cristallinité. Ceci a amené à définir un indice de vieillissement s'appuyant sur la capacité de travail corrigée de la partie viscoélastique qui est non maîtrisée. La limite de cette approche est la nécessité de disposer d'une référence absolue pour chaque prothèse.

Récemment, les travaux de Chaouch <sup>[CHA.09]</sup> ont mis en évidence que le vieillissement chimique augmentait le nombre de groupements carboxyliques terminaux mais n'atteignaient jamais 50% du nombre total de groupements terminaux. De plus, la masse macromoléculaire chutait de plus de 41% pour les prothèses les moins dégradées à plus de 63% pour les plus

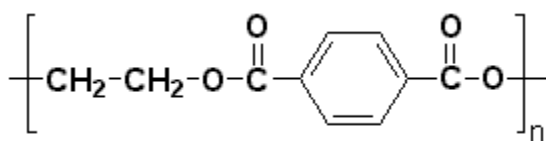
dégradées. L'étude de la masse macromoléculaire ( $M_n$ ) par la technique RMN, a montré une forte chute de celle-ci pour les prothèses explantées. Il était constaté que le polymère contenait environ 4% d'unités non conformes (présence du groupement éther) qui se dégradent plus rapidement que les groupements esters et également 4% de trimères (oligomères). Aucune corrélation simple entre le temps d'implantation et la dégradation du polymère n'a été mise en évidence, l'effet patient jouant vraisemblablement un rôle primordial.

Afin de mener à bien l'analyse physico-chimique des prothèses, une connaissance de la microstructure et des propriétés du polymère (Polyéthylène téréphtalate) est primordiale. C'est pourquoi nous allons nous intéresser à la fibre de polyéthylène téréphtalate.

## 7. La fibre de Polyéthylène téréphtalate

### 7.1. Synthèse

Le polyéthylène téréphtalate (PET) est un polyester linéaire dont l'unité de répétition est représentée par la figure 21 suivante.



*Figure 21 : Motif de répétition du polyéthylène téréphtalate*

La présence d'un groupement rigide dans le squelette de la chaîne a une importance capitale sur la cohésion du polymère. Sa structure chimique lui confère ainsi une grande rigidité.

Le PET peut être produit par différentes voies de synthèse <sup>[MAR.02]</sup>. Nous n'en décrivons que les principales utilisées dans l'industrie:

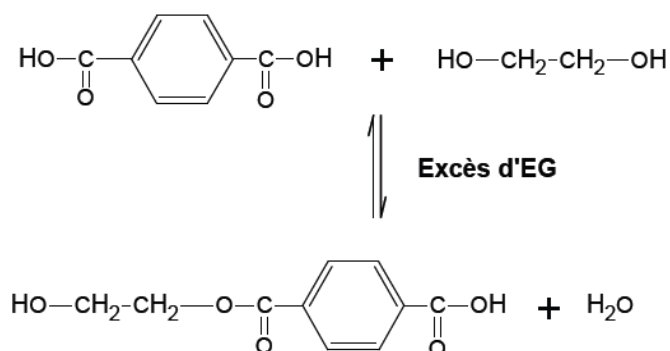
- L'estérification de l'acide téréphtalique et de l'éthylène glycol ;
- La transestérification du diméthyle téréphtalate et de l'éthylène glycol.

Ces deux réactions se déroulent en deux étapes : la pré-polycondensation et la polycondensation. Mais la dernière voie de synthèse est la plus couramment utilisée car la purification du polymère est plus facile.

#### 7.1.1. Estérification

La prépolycondensation de l'acide téréphtalique (TA) et de l'éthylène glycol (EG) ne nécessite pas la présence d'un catalyseur puisque les groupements acides carboxyliques du

TA sont réactifs et catalytiques (figure 22). La réaction se fait néanmoins à haute température (230-260°C) et sous vide (0,3-0,5 MPa) jusqu'à ce que le rapport [EG]/[TA] soit compris entre 1,3 et 1,5. L'eau et l'EG en excès sont alors éliminés à la fin de cette réaction qui dure entre 3 et 4h. La réaction ne nécessite pas l'utilisation d'un catalyseur métallique.

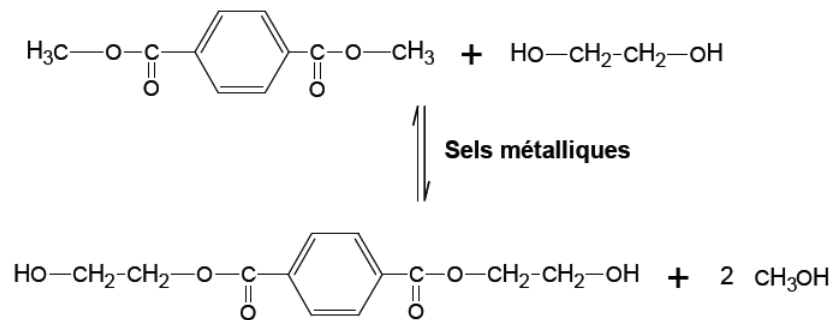


**Figure 22 : Réaction d'estérification entre l'acide téréphtalique et l'éthylène glycol**

L'étape de polycondensation est commune aux deux voies de synthèse. Elle est catalysée par des sels métalliques, essentiellement par  $\text{Sb}_2\text{O}_3$  et  $\text{GeO}_2$ . La réaction a lieu entre 280 et 300°C, sous vide (10-50 Pa), et par élimination progressive de l'excès en EG. La viscosité du mélange augmente fortement au cours de la polymérisation, ce qui nécessite l'augmentation de la température en cours de réaction. Cela génère des réactions secondaires qui peuvent modifier fortement les propriétés du polymère obtenu.

### 7.1.2. Transésterification

Quand les réactifs (DMT et EG) sont en présence, le mélange est porté à une température variant entre 160 et 180°C, sous vide. L'addition d'un catalyseur (sel métallique) est nécessaire (figure 23). Lorsque le rapport [EG]/[DMT] (diméthyle téréphtalate) est compris entre 1,7 et 2, le catalyseur est désactivé pour éviter une augmentation de la vitesse de dégradation thermique du polymère. A la fin de la réaction, les excès en EG et en méthanol sont distillés.



**Figure 23 : Réaction de transestérification entre le diméthyle téréphtalate et l'éthylène glycol**

L'étape de polycondensation se différencie de l'étape de transestérification par ses produits de réaction. La première étape est caractérisée par la formation de méthanol alors que la deuxième entraîne la formation d'éthylène glycol.

### 7.1.3. Polycondensation à l'état solide

La polycondensation à l'état solide permet d'augmenter la masse molaire, en d'autres termes la viscosité du polymère, sans qu'il ne soit soumis à de hautes températures, évitant ainsi les réactions parasites de dégradation des chaînes. Le polymère est porté à une température comprise entre la température de transition vitreuse et la température de fusion, permettant ainsi la mobilité des chaînes et la diffusion de monomères encore présents dans le matériau. La polycondensation à l'état solide se fait en présence d'un catalyseur métallique, souvent de même nature que la polycondensation à l'état fondu <sup>[KOK.95]</sup>.

Il est également possible de favoriser la polycondensation du polymère par gonflement dans un solvant <sup>[TAT.93]</sup>. Celui-ci ne doit pas mener à la solubilisation totale du polymère. Le gonflement permet ainsi d'augmenter la surface spécifique des paillettes de PET et favorise le contact avec des zones réactives telles que les fins de chaînes acides carboxyliques. L'utilisation d'un solvant permet d'obtenir de grandes masses, mais nécessite l'utilisation de hautes températures entre 200 et 240°C selon les solvants.

## 7.2. Morphologie et structure cristalline

La cristallisation d'un polymère semi-cristallin est obtenue par le refroidissement du matériau à partir de l'état fondu jusqu'à son état vitreux ou bien par recuit à une température légèrement supérieure à sa température de transition vitreuse (Tg). Le processus d'arrangement moléculaire se décrit en trois phases distinctes. Tout d'abord la nucléation puis la croissance de germes, et enfin une étape de cristallisation secondaire. Dans le cas du PET, les cristaux issus de la cristallisation secondaire se localisent dans la zone séparant deux

lamelles issues de la cristallisation primaire <sup>[DAU.54]</sup>. L'orientation et la taille de ces zones cristallines dépendent énormément des conditions dans lesquelles les cristaux se forment.

### 7.2.1. Structure interne

La structure interne du PET fait encore l'objet de nombreuses recherches visant à décrire et expliquer les différents phénomènes observés sur la fibre. Cette connaissance passe nécessairement par la compréhension de l'agencement des chaînes macromolécules entre elles. Différentes régions peuvent être mises en évidence :

- Les domaines nommés cristallites dans lesquels les molécules sont disposées régulièrement les unes par rapport aux autres dans un réseau tridimensionnel régulier.
- Les régions où les molécules sont disposés de façon désordonnée qui sont quant à elles qualifiées d'amorphes.

A l'échelle microscopique, ces zones ne constituent pas deux parties distinctes car une continuité s'opère entre l'état cristallin et l'état amorphe avec différentes étapes intermédiaires possible. Une chaîne macromoléculaire évolue ainsi d'une région à l'autre (Figure 24) et c'est ce caractère semi-cristallin qui explique les propriétés des fibres de PET.



**Figure 24 : Chemin d'une chaîne moléculaire au sein d'une fibre de PET**<sup>[TEX. 93A]</sup>

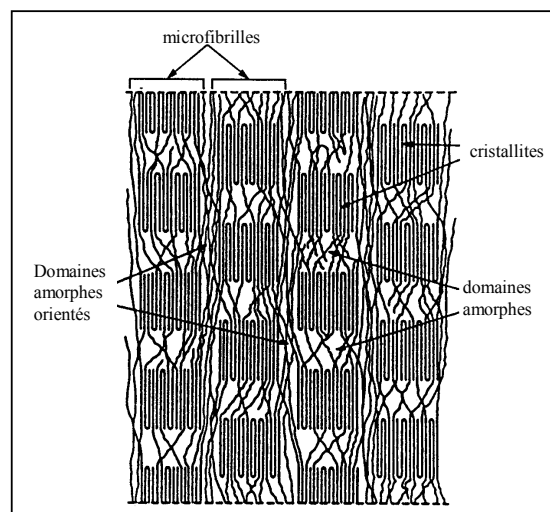
En effet, la résistance à l'allongement, la cohésion et la rigidité tirent leur origine des zones cristallines alors que les zones amorphes apportent la souplesse, la flexibilité, l'élasticité.

Une autre notion importante relative à l'organisation structurale des fibres est la connaissance de l'orientation des molécules, en particulier dans les zones amorphes. Plusieurs modèles ont été proposés pour schématiser la structure des fibres textiles. La plupart des



fibres textiles sont fortement orientées et sont caractérisées par une structure fibrillaire. Les microfibrilles, qui sont les fibrilles les plus simples, constituent en une alternance de zones ordonnées (cristallines) et de zones désordonnées (amorphes). Pervorsek <sup>[TEX.93B]</sup> a ainsi réalisé une représentation schématique de la structure du PET (Figure 25). Dans son modèle, il distingue, outre les éléments définis précédemment, deux types de zones amorphes :

- Le premier type, purement amorphe, se situe plutôt entre les cristallites à l'intérieur d'une même microfibrille.
- Le second, qualifié d'amorphe orienté, se trouve entre les microfibrilles.



**Figure 25 : Représentation schématique de la structure du PET par Prevorsek <sup>[TEX. 93B]</sup>**

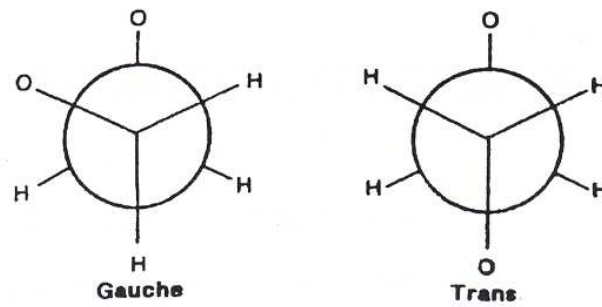
### 7.2.2. Conformation et paramètres de maille

La conformation d'un polymère est l'arrangement relatif dans l'espace de ses atomes et de ses segments moléculaires régi par les interactions atomiques et moléculaires. Le PET présente une conformation plane, c'est-à-dire que le cycle aromatique lui-même se trouve dans le plan du zigzag planaire. Les distances entre molécules sont de l'ordre de 3 à 5 Å, les interactions concernées étant de type Van Der Waals. Il n'existe en effet aucune preuve concernant l'existence de liaisons plus fortes entre les chaînes de PET.

Les groupements glycoliques de la chaîne peuvent se retrouver sous la forme de deux isomères de conformation (Figure 26) :

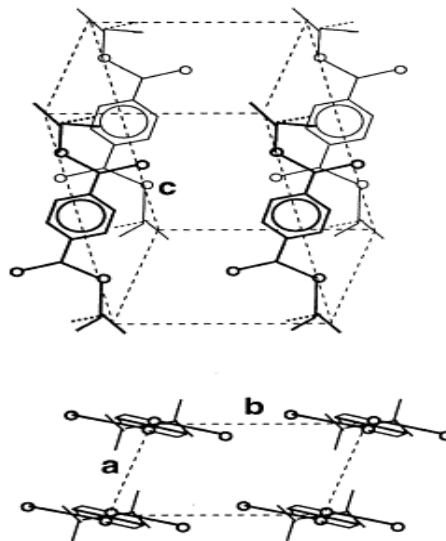
- la conformation trans (ou forme étendue) représentée par un zigzag planaire, et seule forme permettant la cristallisation du PET ;
- la conformation cis (ou gauche) qui est une forme relaxée.

La phase cristalline n'est constituée que de glycol à conformation trans, tandis que la phase amorphe est constituée d'un mélange statistique de conformation trans et gauche.



**Figure 26 : Conformations trans et gauche (cis) du groupement glycolique D'après P. DUMAZET [DUM.91]**

La phase cristalline du PET est caractérisée par une structure ordonnée multi-échelle. L'unité la plus petite contient un motif structural sous un arrangement triclinique (Figure 27) dont les paramètres sont les suivants :  $a = 4,56 \text{ \AA}$   $\alpha = 98,2^\circ$ ,  $b = 5,94 \text{ \AA}$   $\beta = 118^\circ$ ,  $c = 10,75 \text{ \AA}$   $\gamma = 112^\circ$ .



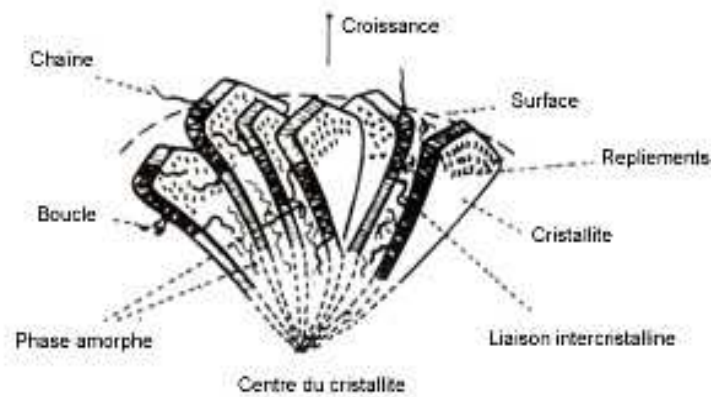
**Figure 27 : Arrangement des molécules dans la structure cristalline du PET D'après C. BAI et al. [BAI.00]**

La distance de répétition du monomère est de  $10,75 \text{ \AA}$  et le volume de la maille est de  $219 \text{ \AA}^3$ . Les densités respectives des phases cristallines et amorphes sont en moyenne de 1,455 et 1,335. La phase mésomorphe a, quant à elle, une densité de 1,430 [MAR.02].

### 7.2.3. Arrangement cristallin

Dans le cas du PET, la morphologie des cristaux dépend de l'application ou non d'une contrainte au cours du refroidissement. Si le matériau est étiré, les chaînes s'organisent sous la

forme de micelles frangées. En l'absence de contrainte, la morphologie de cette phase cristalline est sphérolitique (Figure 28).



**Figure 28 : Morphologie de la phase cristalline du PET : Organisation sphérolitique** <sup>[NAI.08]</sup>

A l'état cristallin, les chaînes se présentent sous forme étendue puisque l'arrête c de la maille cristalline (10,75 Å) est très légèrement inférieure à la distance de répétition des macromolécules (10,9 Å) avec une conformation *trans* des groupes esters successifs. La maille ne contient qu'un seul motif de répétition et son volume est donc de 219 Å<sup>3</sup>.

Dans la plupart des polymères, l'axe de la chaîne est orienté parallèlement ou perpendiculairement au rayon du sphérolite. Cette structure est de type « 0-90 ». Dans le cas du PET, Barnov et al <sup>[BAR.68]</sup> ont mis en évidence une structure de type « 45 » où la croissance de la chaîne est orientée à 45° par rapport au rayon du sphérolite. Cette structure semble être caractéristique des polyesters.

L'arrangement cristallin des chaînes de polymère (conformation, distance interlamellaires, etc.) a une grande importance dans la prévision des phénomènes de vieillissements physiques et dans la compréhension des propriétés thermiques et mécaniques du matériau.

### 7.3. Propriétés du PET

Les propriétés du PET, comme de tout polymère, dépendent énormément des conditions de synthèse et de mise en œuvre. Il est tout de même reconnu que le PET semi-cristallin a un comportement plus fragile que le PET amorphe, les caractéristiques tant physiques qu'organisationnelles de la phase cristalline étant tour à tour évoquées comme cause de cette fragilité.

### 7.3.1. Propriétés thermiques

Les propriétés thermiques des fibres de PET dépendent de leur méthode de fabrication. Les deux transitions thermiques principales dans un polymère semi-cristallin sont la transition vitreuse, qui est caractéristique de la phase amorphe, et la fusion qui se rapporte à la phase cristalline. En raison de la présence d'unités paraphénylène et de la faible longueur des chaînes flexibles (C-C), les mouvements des segments des chaînes de polymère sont peu aisés et nécessitent une énergie thermique considérable, d'une part pour que le mouvement des chaînes puisse se produire dans les zones amorphes et d'autre part pour que les cristallites se désorganisent. Les valeurs de la température de transition vitreuse ( $T_g$ ) et de la température de fusion ( $T_f$ ) sont donc élevées ; elles se situent généralement autour de 80°C ( $T_g$ ) et de 250°C ( $T_f$ ) dans le cas du polymère. Dans le cas de la fibre, la valeur de la température de transition vitreuse peut augmenter avec l'augmentation de l'orientation des chaînes de polymère. Ainsi, la valeur de la température de transition pour la fibre de polyester se situe entre 90°C et 110°C [CLE.03A, CLE.03B].

### 7.3.2. Propriétés mécaniques et physiques

Le PET possède des propriétés mécaniques plutôt élevées à température ambiante par rapport aux autres polymères. Sa résistance à la traction est similaire à celle du Polyméthacrylate de méthyle PMMA (environ 60 à 80MPa), tout en présentant une capacité d'élongation à la rupture beaucoup plus importante (250 à 300% pour le PET, 3 à 6% pour le PMMA).

Le pourcentage de cristallinité est un paramètre important pour la détermination des propriétés physiques d'une fibre. Les différentes méthodes de mesure du degré de cristallinité (par exemple : densité, dispersion des rayons-X de large-angle, mesure d'enthalpie) soulignent différents aspects et mènent donc à des valeurs quantitativement différentes.

La densitométrie permet d'obtenir le taux de cristallinité à partir de la détermination expérimentale de la masse volumique  $\rho$  du matériau et en considérant les masses volumiques de la phase amorphe ( $\rho_a$ ) et cristalline ( $\rho_c$ ). Les taux de cristallinité en masse  $X_{cm}$  et en volume  $X_{cv}$  sont donnés par les relations [DIE.11].

$$X_{cm} = X_{cv} \times \frac{\rho_c}{\rho} \quad (\text{I-4})$$

$$X_{cv} = \frac{\rho - \rho_a}{\rho_c - \rho_a} \quad (\text{I-5})$$

Une deuxième méthode de mesure de la cristallinité utilise la diffraction des rayons X aux faibles angles. En effet à partir d'un diffractogramme, il est possible de déconvoluer un halo amorphe et des pics cristallins. Le taux de cristallinité en masse est alors déterminé à partir de l'aire totale des pics cristallins  $C$  divisée par l'aire totale de tous les éléments diffractant cristallins et amorphes  $C + A$  [LAH.95].

$$X_{cm} = \frac{C}{C+A} \quad (\text{I-6})$$

Nous pouvons également avoir accès au taux de cristallinité par analyse enthalpique différentielle (AED). En effet, la mesure de l'enthalpie de fusion  $\Delta H_f$  du matériau permet de déterminer  $X_{cm}$  à partir de l'expression [VAL.99, WU.03] :

$$X_{cm} = \frac{\Delta H_f}{\Delta H^{\circ}_f} \quad (\text{I-7})$$

Avec  $\Delta H^{\circ}_f$  l'enthalpie de fusion du PET totalement cristallin. Différentes valeurs de cette enthalpie sont proposées dans la littérature, allant de 113 à 144 J/g [KIR.65, KON.02, ROB.69, SMI.56].

La température de fusion dépend directement de la taille des lamelles cristallines, ainsi du fait que le matériau possède une distribution de taille de lamelles, le processus de fusion se produit dans une plage de température dépendant de cette distribution. Il est alors possible de définir une température moyenne de fusion  $T_f$  qui est la température où le maximum d'énergie est absorbé par cette étape.

Bien que les prothèses synthétiques en polyéthylène téréphtalate (PET) aient fait preuve d'une biostabilité exceptionnelle et se sont imposées dans le domaine du remplacement artériel, plusieurs échecs liés au dysfonctionnement in vivo de ces greffons ont été rapportés dans la littérature. Parmi ces complications, on distingue la formation de faux anévrismes liés à des détériorations anastomotiques. Cette pathologie peut entraîner la dégradation des prothèses et elle est liée à la structure textile et résulte d'un faux anévrysme anastomotique qui se forme souvent suite à la différence de compliance entre l'artère de l'hôte et la prothèse artérielle implantée [ABB.87, HAS.85, OKU.89]. Dans la partie qui suit, on va décrire la compliance artérielle et les différentes techniques permettant sa mesure in vivo.

## 8. La notion de compliance artérielle

Une prothèse vasculaire idéale doit avoir un comportement dynamique aussi proche que possible de celui d'une artère humaine saine. Pour cela, une bonne compliance est impérative. La compliance de la prothèse doit s'approcher de celle des artères saines de l'hôte. Ceci

permet d'une part d'avoir une diminution des risques de rupture aux anastomoses. D'autre part, la prothèse participera activement à l'écoulement sanguin comme une artère naturelle.

### 8.1. Contexte clinique

L'altération de la rigidité artérielle est un facteur de risque majeur dans le développement des maladies cardiovasculaires. La mesure de la rigidité artérielle prend donc de plus en plus d'importance aussi bien dans la prévention que dans le traitement des maladies cardiovasculaires au détriment d'une approche thérapeutique reposant sur l'analyse statistique de facteurs de risque (âge, pression artérielle, cholestérol, diabète, etc.). L'élasticité de la paroi artérielle est une propriété fondamentale de l'aorte et des grosses artères ayant pour but principal d'amortir les pics systoliques afin de créer un débit cardiaque continu. La perte d'élasticité (augmentation de la rigidité artérielle) entraîne une augmentation de la pression pulsée, marqueur de risque cardiovasculaire indépendant chez le sujet âgé.

Downs <sup>[DOW.91]</sup> a montré que la détérioration anastomotique des prothèses apparaît souvent sous la forme d'un faux anévrisme anastomotique (Figure 19). Celui-ci est lié à la structure textile et se forme essentiellement à cause de la différence de compliance entre l'artère de l'hôte et la prothèse artérielle <sup>[ABB.87, HAS.85, OKU.89, SAL.01]</sup>. La contrainte au niveau de l'anastomose et l'adhésion au ligament inguinal engendrent des sollicitations de traction de l'anastomose et peuvent également expliquer les difficultés rencontrées <sup>[DOW.91, KAS.06, TRU.95]</sup>. Ainsi, l'écart de compliance entre l'artère et la prothèse engendre des perturbations dans le flux sanguin et une concentration des contraintes au niveau de l'anastomose <sup>[CHA.92, CLO.85, KIM.93, KIN.74, MAT.92, SAL.01, WAL.03]</sup>. Lors d'une étude réalisée sur des chiens ayant un faible potentiel thrombotique, Moses a montré qu'une asymétrie de compliance au niveau de la jonction prothèse-artère peut causer une hyperplasie intimale anastomotique de la paroi artérielle receveuse <sup>[MOS.93]</sup>.

Avec l'âge, la compliance artérielle diminue, du fait du remplacement des fibres élastiques par du tissu collagène, ainsi la pression systolique s'élève. Selon la loi d'élasticité de Hooke, lorsqu'un corps homogène est étiré, la tension élastique est proportionnelle au degré d'élongation. Les vaisseaux n'obéissent pas à cette loi ; ils résistent à l'élongation d'autant plus qu'ils sont étirés ; ils deviennent de moins en moins compliants. L'augmentation du volume s'accompagne d'une élévation rapide de la pression, ce qui aboutit à une relation quasi exponentielle. Au début de la courbe, la loi de Hooke paraît être respectée par les fibres élastiques. Puis l'artère atteint la limite de son élasticité car les fibres collagènes entrent en

jeu; leur tension est importante pour une faible augmentation de longueur. La courbe pression-volume tend à être plus rapide avec l'âge. Les veines, à l'inverse, acceptent les variations de pression sans augmentation importante de volume.

Les artères systémiques se comportent comme des réservoirs de pression du fait de leur fonction élastique. Le ventricule gauche chasse le sang dans l'aorte qui se distend. Puis le ventricule gauche se relâche pendant la diastole. La tension pariétale aortique chasse alors le sang vers les capillaires. Cet effet physiologique a été décrit par Windkessel. Il permet à la pression artérielle d'osciller autour d'une pression artérielle moyenne de 90 mmHg sans jamais atteindre 0. Si le système artériel était rigide, les pressions seraient très élevées au moment de la systole et la pression serait égale à 0 en diastole. La crosse aortique se comporte comme un réservoir de pression, ce qui est utilisé pour amortir les surpressions des coups de piston ventriculaires.

La pression dans un tube élastique traduit la tension exercée par les parois de ce tube sur le contenu liquidien. La pression interne peut augmenter du fait d'une augmentation du volume liquidien, d'une contraction majorée des parois vasculaires, d'une compression externe, ou des effets hydrostatiques des colonnes de sang. Toute augmentation, même faible, du volume du système artériel, peut entraîner une augmentation importante de pression artérielle ; c'est ainsi que 80 mL de sang éjectés par le ventricule gauche entraînent des variations importantes de la pression artérielle. En revanche, au niveau du système veineux, l'éjection d'une quantité identique de sang n'entraîne que quelques millimètres de mercure de variation de la pression veineuse. Donc, le système artériel n'est qu'un réservoir à pression élevée et à capacité fixe, alors que le système veineux est un réservoir à capacité variable et à faible pression.

## **8.2. Définition de la compli**

La compli est définie comme la fonction d'amortissement par les troncs artériels de la pulsativité artérielle générée par l'éjection cardiaque intermittente. Elle représente une mesure de la capacité de distension d'une structure déterminée qui est exprimée par le rapport entre le volume de réservoir élastique et la pression du liquide ou de l'air qu'elle contient <sup>[CHU.10]</sup>. Ainsi, la compli artérielle varie en permanence en fonction de la pression intravasculaire <sup>[CON.02, MEG.83]</sup>. Elle caractérise la distensibilité (inverse de l'élastance) : en effet, la compli est d'autant plus élevée que la pression nécessaire pour

amener l'artère (ou la prothèse) à un volume donné est modérée [KHO.11, MEG.83], selon la formule :

$$C = \Delta V / \Delta P \quad (\text{I-8})$$

Avec :

$\Delta V$  : variation du volume de l'artère ou de substitut artériel.

$\Delta P$  : variation de la pression à l'intérieur de l'artère ou de substitut artériel.

En outre, on peut rencontrer dans la littérature d'autres expressions pour déterminer la compliance exprimées par le rapport entre le changement de volume relatif (ou du diamètre relatif  $\Delta D$ ) de la structure et le changement de la pression [CHU.10, HOW.87, ROG.91].

$$C = \frac{\Delta V}{V_0 \cdot \Delta P} \quad \text{ou} \quad C = \frac{\Delta D}{D_0 \cdot \Delta P} \quad (\text{I-9})$$

Avec

$V_0$  : volume initial de la structure

$D_0$  : diamètre initial de la structure

La compliance en diamètre peut être définie aussi comme l'inverse du module d'élasticité de Petersen [PET.60, SEL.95]. Elle est exprimée en pourcentage par millimètre de mercure \*  $10^{-2}$  et déterminée pour un segment de la prothèse à une valeur donnée de pression par la formule suivante :

$$C = (D_s - D_d / D_d) 10^{-4} / (P_s - P_d) \quad (\text{I-10})$$

Avec :

$D_s$  : diamètre de la prothèse pendant la phase systole

$D_d$  : diamètre de la prothèse pendant la phase diastole

$P_s$  : pression artérielle pendant la phase systole

$P_d$  : pression artérielle pendant la phase diastole

Elle peut être déterminée aussi en calculant le coefficient de rigidité ( $\beta$ ) qui est inversement proportionnel à la distensibilité. Ce coefficient est déterminé selon Hayashi (Hayashi) à partir de l'équation suivante [DOI.97] :

$$\ln(P/P_s) = \beta (D/D_s - 1) \quad (\text{I-11})$$



## 9. Vieillissement des prothèses artérielles en PET

### 9.1. Généralités

Le vieillissement est défini comme toute altération lente et irréversible des propriétés, de la structure et/ou de la composition d'un matériau sous l'effet de son instabilité propre, de l'interaction avec l'environnement, de sollicitations mécaniques, ou de la combinaison de plusieurs de ces causes (on parlera alors de couplage). Cette altération peut concerner de la composition d'un matériau (pénétration ou départ des petites molécules), l'état physique (taux de cristallinité, contraintes internes...) ou la structure chimique des macromolécules [VER.80]

Le vieillissement met en jeu des phénomènes complexes, ce qui nécessite de comprendre les mécanismes de dégradation en cause et de coupler des connaissances de chimie, de physico-chimie, de mécanique afin d'obtenir des modèles de prévision du comportement fiables. Ces études conduisent à faire coopérer des équipes pluridisciplinaires.

### 9.2. Processus de vieillissement

Selon la nature du milieu et les contraintes auxquelles les prothèses vasculaires sont soumises au cours de leur implantation, ces dernières sont victimes des trois processus du vieillissement à savoir :

- Le vieillissement physique en raison de leur exposition à la température de 37°C pour une longue durée de vie ( $\approx 15$  ans) et du milieu environnant.
- Le vieillissement mécanique compte tenu des contraintes mécaniques que subissent ces prothèses sous l'effet de la pression hydrostatique et des cycles de fatigue.
- Le vieillissement chimique compte tenu de la nature du milieu biologique.

Le vieillissement chimique consiste un processus impliquant une modification de la structure chimique du polymère. Les différents types de vieillissement chimique sont généralement classifiés en fonction de la cause externe (température élevée, hydrolyse...). Cependant, des aspects communs à tous les types de vieillissement chimique existent, notamment en ce qui concerne les grandes familles de processus : Coupures de chaînes...

Alors que, lors du vieillissement physique, il n'y a pas d'altération de la structure chimique des macromolécules, seule leur configuration spatiale ou/et la composition du matériau sont affectées. On distingue les vieillissements physiques avec transfert de masse dans lesquels de la matière est adsorbée ou désorbée par le matériau (pénétration de solvants, migration

d'adjuvant...) et les vieillissements physiques sans transfert de masse pour lesquels il n'y a pas d'échange de ce type, ce qui concerne en particulier les vieillissements sous contrainte mécanique et les phénomènes de relaxation.

Si les phénomènes de vieillissement des prothèses vasculaires sont préoccupants, en pratique, c'est parce qu'ils peuvent entraîner la variation de propriétés d'utilisation au-delà d'un seuil acceptable ce qui peut induire des conséquences graves et mortelles sur la vie de l'individu.

## **10. Conclusion**

Dans ce chapitre, nous avons passé en revue une description générale du système vasculaire, ainsi que les différentes pathologies vasculaires et les approches chirurgicales. Nous avons également exposé des généralités sur les prothèses vasculaires et une étude expérimentale de leurs détériorations. Une description de la fibre de polyéthylène téréphtalate a été aussi abordée. Nous avons fini par présenter la notion de compliance artérielle et le vieillissement des prothèses en PET. Ces considérations nous serviront d'appui dans notre démarche ultérieure concernant le développement de notre dispositif expérimental permettant la mesure de la compliance et l'étude du vieillissement accéléré dont une étude bibliographie des bancs de tests cités dans la littérature sera présentée dans le chapitre III.

Dans la partie suivante, nous allons décrire les techniques et les procédures expérimentales utilisées au cours de ce travail de thèse permettant d'apporter des informations relatives à la caractérisation de la structure textile, des investigations mécaniques et des propriétés physico-chimiques des prothèses vasculaires.

## **Chapitre II**

# **Matériels et techniques d'analyse**

## 1. Introduction

L'analyse des propriétés et de la structure des prothèses artérielles est multifactorielle. Leurs caractérisations revêtent plusieurs aspects complémentaires : textile, mécanique et physico-chimique. Dans la pratique, les problèmes d'analyse pourront se poser à des degrés de difficulté très différents, allant de l'identification sommaire à l'étude d'un détail particulier de la microstructure du polymère. Nous pouvons définir trois échelles de caractérisation : une analyse macroscopique, une analyse mésoscopique et une analyse microscopique.

Dans ce chapitre, nous allons dans un premier temps caractériser la structure textile des prothèses. Nous nous intéresserons en particulier à l'état de surface, la contexture, l'enduction des prothèses et l'épaisseur de la paroi textile. Nous pousserons l'analyse pour porter des informations sur le diamètre et la masse linéique des fils constituant les prothèses. Par la suite, nous exposerons les investigations mécaniques en terme de tractions circonférentielle et longitudinale sur les prothèses et des essais de traction sur les filaments. Ces considérations nous serviront d'appui dans notre démarche ultérieure concernant l'étude du vieillissement des prothèses. La dernière partie de ce chapitre sera consacrée aux investigations physico-chimiques des prothèses ayant subi le vieillissement accéléré. Nous avons principalement fait appel à la calorimétrie différentielle à balayage (DSC) et la microscopie à force atomique (AFM). La première de ces deux techniques nous a permis d'identifier les transitions thermiques du polymère et de déterminer le taux de cristallinité, alors que la seconde technique nous a fourni des renseignements précieux sur la topographie de ces surfaces. Enfin, nous avons utilisé la diffraction des rayons X (DRX) pour évaluer la structure cristalline du polymère

## 2. Caractérisation de la structure textile

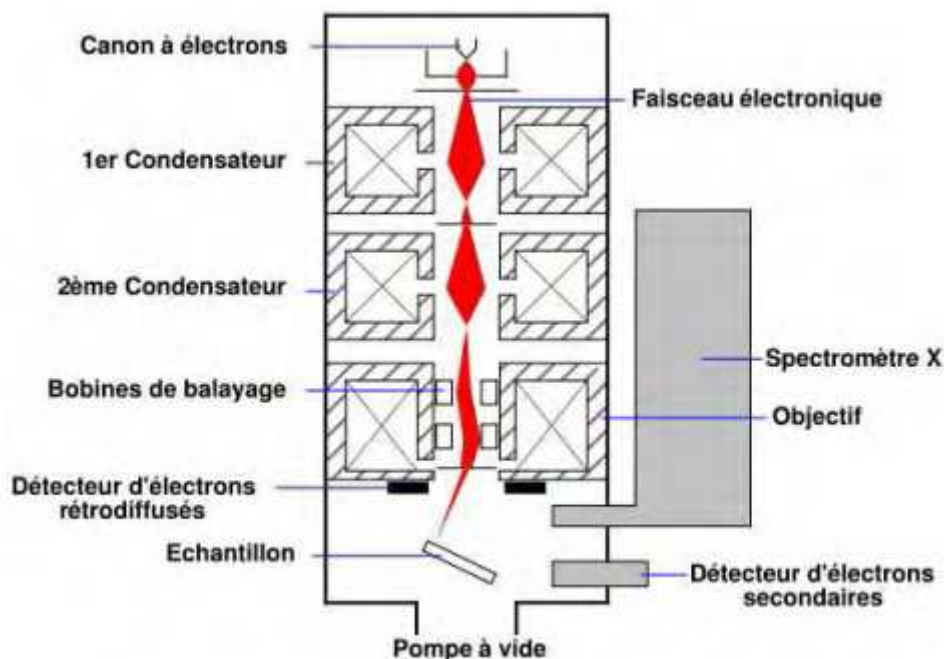
La structure textile se caractérise par l'organisation des fils. Ils forment un motif de base qui se répète pour former l'étoffe. Ce motif est caractérisé par sa forme (liage) et par ses dimensions. L'épaisseur de la paroi textile dépend en grande partie de la masse linéique du ou des fils qui composent la prothèse. Les fils font donc partie intégrante de la caractérisation de la structure textile. Cette caractérisation passe par des examens visuel et/ou microscopique et une phase d'identification de la structure textile. Toutes ces analyses ont été réalisées dans des conditions standards de température ( $21 \pm 1^\circ\text{C}$ ) et d'humidité relative ( $65 \pm 2\%$ )<sup>[AST.97]</sup>.

## **2.1. Microscopie électronique à balayage (MEB)**

Afin de caractériser la structure textile des prothèses, nous avons opté pour l'utilisation d'un microscope électronique à balayage (MEB) dans le but d'avoir une meilleure appréciation de la surface de l'échantillon et des filaments utilisés comparée à l'utilisation d'un microscope optique. Donc en utilisant un MEB, il serait possible d'obtenir des images plus facilement exploitables permettant de déterminer le liage de la prothèse et les diamètres des filaments.

La microscopie électronique à balayage, dont le principe est illustré sur la Figure 29, est une méthode expérimentale d'observation directe des aérosols de taille nanométrique. Un faisceau d'électrons balaie la surface de l'échantillon qui génère en retour des électrons secondaires et rétrodiffusés, de basse énergie qui sont accélérés vers un détecteur d'électrons. A chaque point d'impact correspond alors un courant électrique dont l'intensité dépend de la nature de l'échantillon émetteur d'électrons. L'enregistrement simultané de ces électrons permet la formation d'une image représentative de la topographie de la surface de l'échantillon (électrons secondaires) et de la répartition des éléments (contraste de profondeur, avec les électrons rétrodiffusés). Une particularité du MEB est sa grande profondeur de champ qui permet l'observation de reliefs importants. Il est ainsi possible, en balayant l'échantillon avec le faisceau, d'obtenir une cartographie de la zone balayée.

La principale difficulté réside dans la phase de préparation de l'échantillon à tester. Dans certains cas, une métallisation de la surface est nécessaire. Cette métallisation est, en général, réalisée par un dépôt d'or-palladium obtenu par pulvérisation cathodique. Elle est effectuée sous vide pendant 2 minutes au moyen d'un métalliseur de marque POLARON E5100. Une métallisation trop sévère peut créer dans certains cas un endommagement de l'échantillon.



*Figure 29 : Schéma de principe d'un microscope électronique à balayage*

Les observations morphologiques en microscopie électronique à balayage ont été réalisées sur un MEB HITACHI S-2360 dont la tension d'accélération de travail est comprise entre 8 et 22 kV. Ce microscope permet d'atteindre des grossissements allant jusqu'à 1000x pour un polymère sans métallisation et sous vide partiel (0,01 à 0,2 Torr). Au delà, les phénomènes de charge statiques peuvent devenir gênants. Cette méthode nous a permis d'évaluer le liage de la structure des prothèses ainsi que distinguer les filaments voisins avec précaution. Le MEB permet enfin la mesure des diamètres des filaments.

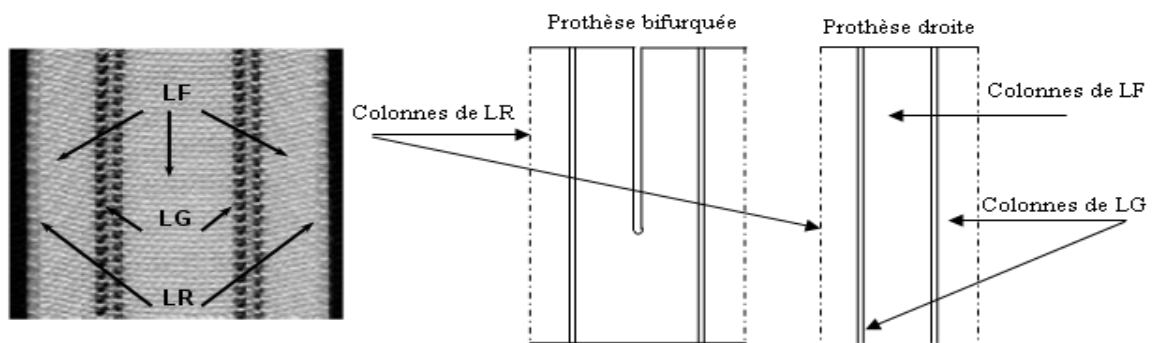
## 2.2. Etude de l'entrelacement des fils

La détermination du liage de la surface textile n'est pas une opération simple à réaliser. La présence de produit d'enduction ou de fils de velours peut masquer l'organisation des fils. Il est donc indispensable de déstructurer la prothèse pour suivre précisément la trajectoire de chaque fil au sein de la structure. Cette opération permet de récupérer des fils et des filaments qui seront par la suite étudiés par diverses techniques. Il est nécessaire de faire preuve de dextérité pour éviter de détériorer les filaments (déformations permanentes, modification de la surface par frottement, etc.).

La structure tubulaire de la prothèse est constituée de parties différentes réparties selon les colonnes en trois zones distinctes (Figure 30) :

- Ligne Guide (LG), constituée de fils noirs introduits par les fabricants pour aider les chirurgiens à aligner correctement la prothèse lors de son implantation.
- Ligne de Remaillage (LR), permet de lier les deux extrémités du panneau du tricot et former ainsi le tube de la prothèse.
- Ligne de Fond (LF), formant le reste de la prothèse.

Les prothèses droites sont constituées de deux colonnes de lignes guides et une seule colonne de lignes de remaillage, quant aux prothèses bifurquées, elles possèdent une colonne de lignes de remaillage supplémentaire.



**Figure 30 : Différents types de fils formant les prothèses**

Pour étudier le liage de la structure et les caractéristiques de chaque type de fil des différentes prothèses, une procédure d'extraction doit être réalisée. Elle consiste à découper longitudinalement un échantillon de prothèse le long d'une ligne de fond à l'aide d'un scalpel. Le nombre de colonne de mailles prélevé dépend de la zone examinée. Puis, ces colonnes de maille sont détricotées et les différents fils qui la constituent sont extraits. Cette procédure est très délicate et elle doit être réalisée avec le plus grand soin sous un microscope optique pour ne pas modifier les propriétés des filaments et éviter tout endommagement des filaments unitaires. Pour certains essais, on doit extraire le filament unitaire, ce qui rend la procédure d'extraction encore plus délicate (Figure 31).



**Figure 31 : Schéma de dé-tricotage.**

### 2.3. Contexture de la prothèse

La contexture du tricot est décrite principalement par deux paramètres à savoir la densité des colonnes notée  $C_C$  (nombre des colonnes par unité de distance) et la densité des rangées notée  $C_R$  (nombre des rangées par unité de distance). Souvent, le centimètre est pris comme l'unité de base pour la distance selon la norme NF G 07-169. Un paramètre plus global permettant de caractériser la contexture d'une structure tricotée est la densité des mailles notée  $D_M$  (nombre des mailles par unité de surface) calculée par le produit de densité de colonnes et la densité des rangées. Ces paramètres sont conditionnés par la jauge des fontures de la machine (nombre d'aiguilles par unité de longueur) et caractérisent le degré de compaction de la structure.

La longueur du fil absorbée (LFA) est aussi un paramètre important permettant de caractériser, la densité des mailles, le degré de compaction de la structure tricotée. Ces grandeurs dépendent étroitement des conditions de fabrication des prothèses et des propriétés viscoélastiques des fils utilisés et influence directement la porosité de la structure textile. Elles correspondent à la longueur de fil permettant de former une maille. Dix éprouvettes de fils ont été analysées. Pour chaque mesure, on détricote les colonnes de maille sur une distance de 10 ondulations élémentaires de cosselage. Ce paramètre est mesuré grâce à un maille-mètre (Figure 32).



*Figure 32 : Schéma d'un maille-mètre*

Le principe de fonctionnement de l'appareil est simple. Il s'agit d'emprisonner un fil dans les pinces du maille-mètre, en veillant à ne pas détordre le fil. Ensuite, il faut faire glisser la pince mobile de manière à appliquer la tension requise exercée par l'intermédiaire d'un chariot. La position du chariot est lue sur une échelle graduée en mm. Elle correspond à la longueur du fil sans ses ondulations. La tension exercée selon la norme NFG 07-316 doit être proportionnelle à la masse linéique du fil. Ainsi pour les fils non texturés, la tension est de 0,6



$\pm 0,1 \text{ cN.tex}^{-1}$ . Le tex est l'unité de mesure du titre du fil (c'est la masse en gramme d'une longueur de 1000 m de fil). Pour les fils texturés qui sont plus fortement frisés, la tension exercée est portée à  $2 \pm 0,5 \text{ cN.tex}^{-1}$ .

## 2.4. Caractéristiques des fils

### 2.4.1. Diamètre

Cette mesure est effectuée à l'aide d'un microscope électronique à balayage. Les fils plats de PET extraites des prothèses de section droite circulaire ont été disposés parallèlement les uns à coté des autres sur un porte support. Pour chaque type de fil, trente mesures ont été réalisées.

### 2.4.2. Masse linéique

La masse linéique est déterminée dans les conditions standards de conditionnement par pesée d'une éprouvette de fil de longueur connue. Ainsi, la masse linéique (ou titre dans le langage textile), exprimée en tex, est égale à la masse en gramme d'une éprouvette d'un kilomètre de longueur. Elle est exprimée par l'équation suivante :

$$T = 1000 \times M/L \quad (\text{II-1})$$

T représente la masse linéique en tex, M la masse de l'éprouvette en gramme et L sa longueur en mètre. On peut trouver des multiples ou des sous multiples de l'unité tex comme le dtex (1 tex vaut 10 dtex). La mesure de la masse linéique pose problème avec des fils texturés ou ondulés. Il faut mesurer leur longueur tout en appliquant une pré-tension adaptée. L'idéal est d'appliquer une tension ôtant toute ondulation du fil sans étirer le fil, mais cela n'est pas toujours évident. Ces investigations sont gérées par des normes nationales et internationales du secteur textile (NF G07-316). Le dispositif utilisé pour la mise sous tension et la mesure de la longueur des fils est le maille-mètre. Etant donné la faible longueur de fil, il faut utiliser une balance de grande précision pour limiter les erreurs de mesure. Pour nos essais, l'éprouvette est pesée sur une balance METTLER-TOLEDO, AG-285 (précision: 0,001 mg).

Dix éprouvettes de fils, issus de colonnes de mailles s'étendant sur 10 ondulations du coselage de la prothèse sont testées. Les résultats sont exprimés en termes de moyenne, écart type et coefficient de variation.

La masse linéique des filaments élémentaires peut être déduite à partir de celle du fil dont ils sont extraits. Il suffit de diviser la masse linéique du fil par le nombre N de brins le composant :

$$T_{\text{filament}}(dtex) = \frac{T_{\text{fil}}(dtex)}{N} \quad (\text{II-2})$$

Dans le cas où la section est circulaire, le titre peut être également calculé à partir du diamètre de la section du filament et de sa masse volumique. Le titre est alors calculé à partir de l'équation suivante :

$$T = \frac{d^2 \times \rho \times \pi}{4} \times 10^{-3} \quad (\text{II-3})$$

Avec d le diamètre du filament en  $\mu\text{m}$ ,  $\rho$  la masse volumique du filament en  $\text{g.cm}^{-3}$  et T le titre exprimé en tex.

## 2.5. Epaisseur de la paroi

L'épaisseur de la paroi textile dépend étroitement de la masse linéique du ou des fils constituant la prothèse. La détermination de l'épaisseur a été effectuée avec la chaîne de mesure Kawabata en utilisant le module de compression sur les prothèses après élimination de l'enduction. Cinq mesures ont été effectuées pour chaque prothèse testée. Ce test fait appel à une jauge d'épaisseur à charge constante selon la norme ISO/FDIS 7198 <sup>[ISO.98]</sup>.

## 2.6. Enduction des prothèses

A fin d'identifier la nature de l'enduction de nos prothèses, nous avons procédé à l'analyse du spectre ATR infrarouge des échantillons enduits en collagène. En effet, la quantité de ce produit d'enduction est une donnée importante à connaître puisque cette couche peut affecter le comportement mécanique des prothèses. Elle peut être mesurée en terme de pourcentage d'emport ( $P_{em}\%$ ) défini par l'équation suivante:

$$P_{em} (\%) = 100 \times (m_f - m_i) / m_i \quad (\text{II-4})$$

$m_f$  et  $m_i$  représentent les masses de l'échantillon respectivement avant et après élimination d'enduction. Cinq mesures ont été effectuées pour chaque prothèse.

### 3. Investigations mécaniques

Cette étude qui permet d'analyser le comportement mécanique des prothèses concerne les tests dynamométriques sur prothèse et sur les filaments la constituant et aussi l'analyse des propriétés viscoélastiques des fibres à l'aide de la technique d'analyse mécanique dynamique. Tous ces tests ont été réalisés dans des conditions standards de température ( $21 \pm 1^\circ\text{C}$ ) et d'humidité relative ( $65 \pm 2\%$ ) <sup>[AST.97]</sup>.

#### 3.1. Dynamométrie sur prothèse

Ces tests mécaniques sont sensés mettre en évidence le comportement mécanique et d'éventuelles faiblesses de la structure sous l'action de forces unidirectionnelles. Les prothèses sont testées suivant deux modes de sollicitation : les tractions circonférentielle et longitudinale.

##### 3.1.1. Traction circonférentielle

Les essais de traction circonférentielle sont réalisés sur un dynamomètre Adamel Lhomargy (MTS) piloté par le logiciel « testworks ». Le rhéogramme caractéristique de l'essai peut être enregistré. Un échantillon prothétique de forme tubulaire est placé sur deux supports arrondis (portion de cylindre de même diamètre que la prothèse). L'écartement entre pinces augmente à vitesse croissante en fonction du temps jusqu'à atteindre le point de rupture ou un allongement fixé. Selon la norme ISO/FDIS 7198 <sup>[ISO.98]</sup>, les pinces ont exactement la forme d'un demi-cylindre ayant le même diamètre que le diamètre de la prothèse au repos (Figure 33). Ainsi, ce demi-cylindre s'insère dans la prothèse sans la déformer. La vitesse de déplacement de la traverse a été fixée à  $100 \text{ mm}\cdot\text{min}^{-1}$  (plage de vitesse comprise entre  $50$  et  $200 \text{ mm}\cdot\text{min}^{-1}$  selon la norme ISO /FDIS 7189 <sup>[ISO.98]</sup>). Cinq mesures ont été effectuées pour chaque prothèse. La force de rupture par unité de longueur d'éprouvette  $F_{cr}$  peut être calculée par l'expression :

$$F_{cr} = F_r / (2 \times L_0) \quad (\text{en N}\cdot\text{cm}^{-1}) \quad (\text{II-5})$$

$F_r$  est la force de rupture de l'éprouvette et  $L_0$  représente la longueur initiale de l'éprouvette (après quasi disparition du cosselage).

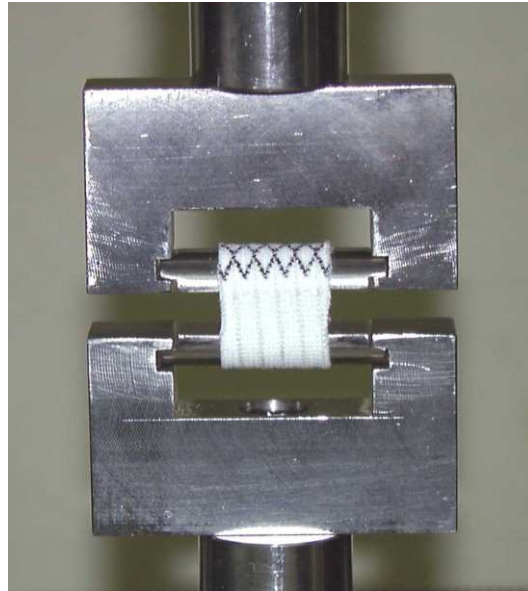
La dilatation de l'éprouvette sous la traction circonférentielle (Dilat.c) est définie par :

$$\text{Dilat.c} = 100 \times (P_t - P_i) / P_i \quad (\%) \quad (\text{II-6})$$

$$P_i = \pi \times D \quad (\text{II-7})$$

$$P_t = \pi \times D + 2 \times E_t \quad (\text{II-8})$$

D est le diamètre initial de l'éprouvette au repos,  $P_i$  et  $P_t$  représentent respectivement ses périmètres initial et à un instant t de l'essai et  $E_t$  est la distance entre pinces à un instant t au cours du test.



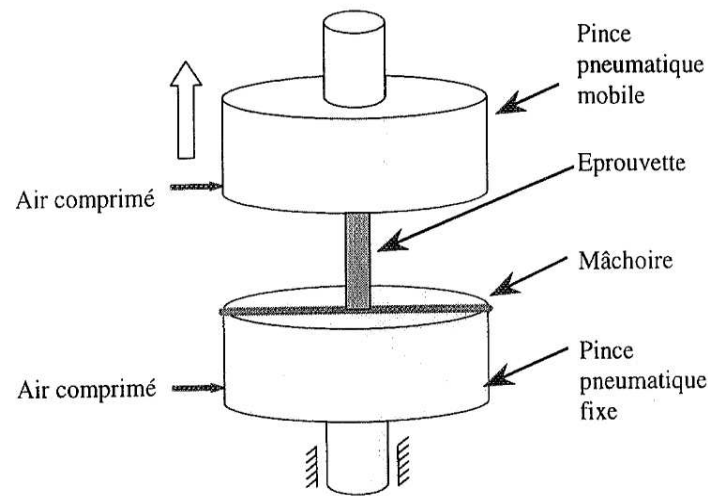
*Figure 33 : Test de résistance à la traction circonférentielle*

### **3.1.2. Traction longitudinale**

Les essais de traction longitudinale sont réalisés aussi sur le même dynamomètre utilisé pour la traction circonférentielle (Adamel Lhomargy, MTS). Un échantillon de prothèse est placé longitudinalement entre deux mâchoires. Il est étiré à vitesse constante de  $100 \text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$  (plage de vitesse comprise entre  $50$  et  $200 \text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$  selon la norme ISO /FDIS 7189 <sup>[ISO.98]</sup>) jusqu'à atteindre le point de rupture ou un allongement convenu à l'avance. Nous avons fixé la distance initiale entre pinces à 25 mm pour l'ensemble des essais. Cinq essais ont été réalisés pour chaque prothèse.

Il est d'usage de rejeter les essais ayant conduit à une rupture au niveau des mâchoires du dynamomètre ou à un glissement entre celles-ci. Or, dans les structures déformables, les sollicitations de traction s'accompagnent, lorsque les efforts mis en jeu sont intenses, de concentrations de contraintes au niveau de l'interface pince-corps de l'éprouvette du fait de l'impossibilité de réorganisation de la structure bloquée par les faces parallèles de ces mâchoires. Pour prendre en considération les phénomènes de striction (lié au couplage des fils dans les 2 directions principales de la prothèse), nous avons été amenés à utiliser des pinces cylindriques (qui ont été déjà fabriquées dans le laboratoire) conservant la prothèse en forme

durant l'essai et répartissant de façon homogène les contraintes sur la circonférence du conduit (Figure 34).



**Figure 34 : Schéma des pinces pour le test de la traction longitudinale**

La présence du cosselage rend la prothèse susceptible de s'allonger fortement pour une faible force axiale. Afin de bien connaître cette première partie du comportement longitudinal, les éprouvettes sont disposées sans pré-tension. Lors de la manipulation, la pince pneumatique supérieure serre tout d'abord l'éprouvette. Ce n'est que dans un second temps que les pinces inférieures se referment sur l'extrémité inférieure de la prothèse.

Suite au test de traction longitudinale, la force de rupture (exprimée en Newton) est relevée. Il est possible de s'affranchir des caractéristiques dimensionnelles de l'éprouvette en rapportant cette force à la largeur de l'échantillon tubulaire pincé par les mâchoires de l'appareil, ce qui autorise les comparaisons entre les structures. Cette force  $F_{lr}$  qui représente la force pour une éprouvette de 1 cm de périmètre est définie par l'équation suivante:

$$F_{lr} = \frac{F_l}{\pi \times D} \quad (\text{II-9})$$

Avec  $F_r$  est la force de rupture de l'éprouvette et  $D$  le diamètre de l'éprouvette au repos.

L'extension relative  $A_l$  de l'éprouvette est définie par l'équation suivante :

$$A_l = 100 \times \frac{L_t}{L_0 + L_1} \quad (\text{II-10})$$

Avec  $L_0$  : la distance initiale entre les pinces,  $L_1$  : la distance parcourue après un temps  $t_1$  par les pinces jusqu'à la détection d'un signal de force significatif et  $L_t$  : la distance parcourue par les pinces mobiles entre le temps  $t_1$  et le temps  $t$  donné.

### 3.2. Dynamométrie sur filaments

L'objectif de cette étude est d'analyser l'influence du vieillissement in-vitro des prothèses sur le comportement mécanique des filaments. Ces essais de traction ont été réalisés sur des filaments, extraits des prothèses vieilles, grâce à un dynamomètre à vitesse constante d'allongement. Le capteur utilisé a une capacité de 100 gf ( $\approx 98$  cN).

Il existe plusieurs facteurs pouvant influencer les résultats des tests dynamométriques. Ainsi, la dimension de l'échantillon affecte directement les résultats de test de traction. Sous des conditions identiques, la force de rupture est proportionnelle à la section et la déformation est proportionnelle à la longueur. Pour s'affranchir de ces considérations, il est nécessaire de ramener les résultats à des valeurs tenant compte de dimensions des filaments. Pour ce qui suit, les résultats seront exprimés en terme d'allongement en % et de ténacité  $\tau$  (ou force spécifique de rupture) définie par l'équation suivante :

$$\tau \text{ (cN/tex)} = \frac{F \text{ (cN)}}{T \text{ (tex)}} \quad (\text{II-11})$$

Avec  $F$  : la force de rupture et  $T$  : la masse linéique du filament.

La longueur de l'échantillon soumise à l'essai influence aussi les résultats des essais de traction étant donné que la probabilité de rencontrer des points de faiblesse dans une fibre augmente avec sa longueur. Il est donc nécessaire de se fixer une longueur de référence pour l'ensemble des échantillons. La longueur des filaments dont nous disposons étant, la distance entre les pinces a été fixée à 10 mm.

La relation entre l'allongement et la contrainte pour une fibre textile dépend également de la vitesse de modification de la structure moléculaire. La vitesse à laquelle l'essai est réalisé représente donc un facteur de variabilité à contrôler pour assurer une bonne reproductibilité des mesures. Nous avons fixé la vitesse de déformation à  $50 \text{ mm.min}^{-1}$ .

Quinze filaments extraits des fils plats ont été analysés pour chaque prothèse ayant subi un vieillissement. Pour éviter une perte d'informations au niveau de la frisure et parfois du début de la zone élastique, les filaments ont été testés sans pré-tension. Par traitement de

l'information, nous supprimons la zone de défrisage. Pour éviter un glissement des filaments au niveau des pinces mécaniques de l'appareil, nous avons utilisé un dispositif constitué d'un cadre en papier bristol sur le quel un filament d'une longueur adéquate est fixé au niveau de ces deux extrémités par un point de colle.

## **4. Investigations physico-chimiques**

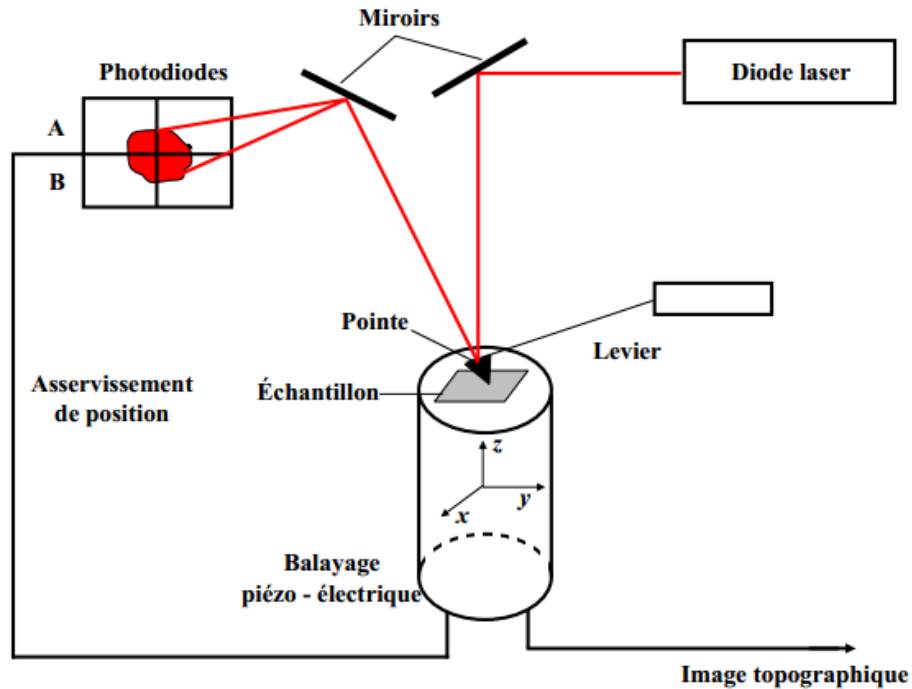
Le choix des techniques permettant d'analyser les propriétés physico-chimiques des prothèses artérielles devrait tenir compte de la présentation sous forme de fibres de l'échantillon à tester. Nous avons principalement fait appel à la microscopie à force atomique (AFM), la calorimétrie différentielle à balayage (DSC) et la diffraction des rayons X (DRX). Nous détaillons dans ce qui suit le principe ainsi que le mode opératoire et l'appareil pour chaque technique.

### **4.1. AFM**

#### **4.1.1. Généralités**

La technique de microscopie à force atomique permet d'étudier la topographie des surfaces avec une sensibilité pouvant atteindre la résolution atomique. Son principe est basé sur la mesure des forces d'interaction entre une pointe sonde de très petite dimension (rayon de courbure  $\sim 10$  nm) et la surface de l'échantillon. Les forces mises en jeu sont des interactions de type Van der Waals, répulsives à très courte distance (répulsion électrostatique des nuages électroniques) et attractives à plus longue portée (1-10 nm), auxquelles peuvent se rajouter d'autres types d'interactions comme par exemple des forces électrostatiques, capillaires, ou d'adhésion moléculaire.

D'un point de vue expérimental, la pointe est solidaire d'un microlevier et est approchée au voisinage de la surface. Les déflexions du levier induites par les forces s'exerçant entre la pointe et la surface sont détectées par la mesure du déplacement d'un spot laser sur un photodétecteur (Figure 35). Le détecteur est une photodiode à quatre quadrants qui permet une détection des déplacements verticaux (perpendiculaire à la surface) et latéraux (torsion) du microlevier. La pointe (ou l'échantillon, selon les montages expérimentaux) est déplacée à l'aide d'un système de céramiques piézoélectriques qui permet d'ajuster la distance entre la pointe et la surface (hauteur  $Z$ ) et de positionner la pointe dans un plan ( $X, Y$ ) parallèle à la surface.



*Figure 35 : Schéma de principe d'un AFM*

Différents modes de mesure peuvent être utilisés. En mode contact, la pointe est amenée au contact de la surface et est balayée en maintenant une déflexion constante du levier. Les images de la topographie de surface sont obtenues en enregistrant les déplacements verticaux de la pointe ( $Z$ ) en fonction de sa position ( $X, Y$ ) sur la surface. En mode oscillant, le levier est mis en oscillation au voisinage de sa fréquence de vibration propre. La topographie de la surface est obtenue en mesurant les variations d'amplitude ou de fréquence de l'oscillation lors du balayage de la pointe sur la surface. On distingue un mode "contact intermittent" où "Tapping mode<sup>TM</sup>" pour lequel l'amplitude de l'oscillation est ajustée de façon à réaliser un contact pointe-surface intermittent, et un mode "non contact vibrant" où l'on sonde les forces d'interaction de Van der Waals à longue portée. Les modes oscillants sont des modes qui permettent d'éviter ou de limiter le contact pointe - surface et donc un endommagement et/ou une modification des surfaces.

#### 4.1.2. Partie expérimentale

Nous avons utilisé un microscope Nanoscope IIIa équipé d'un détecteur photodiodes 4 quadrants. Pour analyser les fibres extraites des différentes prothèses, nous avons opté pour le « mode tapping » en utilisant une force d'appui aussi faible que possible pour éviter d'abîmer la surface. Typiquement, nous enregistrons des images ayant un côté de  $2\mu\text{m}$  et  $10\mu\text{m}$ . Le



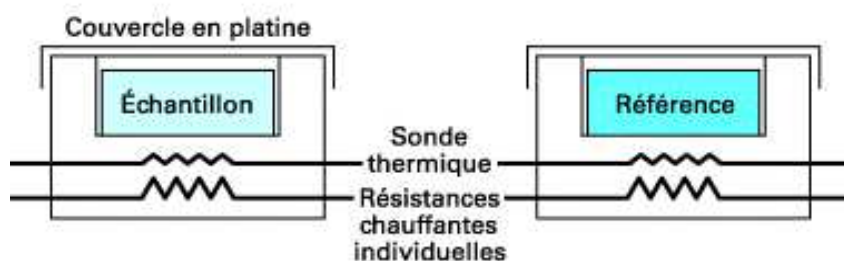
balayage s'effectue ligne par ligne avec une vitesse de 1 ligne par seconde (1Hz). La durée de l'acquisition est d'environ 7 minutes.

## 4.2. DSC

L'analyse calorimétrique permet de déterminer la quantité d'énergie dont le matériau a besoin pour que sa température soit identique à celle d'une référence supposée inerte dans le domaine de température considéré. Les phénomènes énergétiques observés sont associés à une transition thermique du matériau ou à une réaction chimique.

Nous pouvons ainsi mesurer les états énergétiques liés à l'évolution de la phase cristalline du polymère tels que le pic de fusion et le pic de cristallisation froide, l'évolution de la phase amorphe avec la température étant caractérisée par la transition vitreuse et la variation de chaleur spécifique  $\Delta C_p$  correspondante.

L'appareil utilisé est un DSC Q20 de chez TA Instruments, constitué de deux chambres cylindriques forées dans un bloc calorimétrique à température contrôlée. L'une contient la référence, l'autre l'échantillon, tous deux disposés sur une plaque mince qui assure une conductance thermique radiale vers le bloc (Figure 36). Les chambres sont refermées avant l'essai pour éviter toute modification externe de la température du milieu.



*Figure 36 : Schéma de principe de la calorimétrie différentielle à balayage*

Nos essais ont été réalisés entre -40 et 300°C, l'atmosphère choisie étant inerte (azote). Les échantillons ont un poids compris entre 2 et 4 mg et sont prélevés des prothèses en PET. Les essais sont réalisés avec une vitesse de montée en température fixe de 5°C/min et une vitesse de refroidissement de 5 °C/min.

La détermination de l'enthalpie de fusion et de l'enthalpie de cristallisation se fait par intégration de l'aire des pics correspondants. A partir des mesures d'enthalpie, il nous est possible d'estimer le taux de cristallinité du polymère par la relation <sup>[DAW.91, KON.02]</sup> qui suit :

$$\chi (\%) = \frac{\Delta H_f}{\Delta H_f^\circ} \times 100 \quad (\text{II-12})$$

Avec

$\Delta H_f$  : enthalpie de fusion du polymère à analyser

$\Delta H_f^\circ$  : enthalpie de fusion du même polymère supposé 100 % cristallisé. Plusieurs valeurs de l'enthalpie du PET 100% cristallin sont citées dans la littérature variant de 113 J/g à 144 J/g [KIR.65, KON.02, MEH.78, ROB.69, SMI.56]

Lors de cette étude, nous relevons systématiquement les valeurs des pics de fusion et de leur intégration, ainsi que la valeur de la transition vitreuse et de la chaleur spécifique correspondante. Ces essais peuvent être bien entendu couplés à des essais de diffusion des rayons X afin de réaliser une étude précise de l'état morphologique du PET et notamment des caractéristiques de répétition, de taille et d'orientation des éléments cristallins. Mais nous nous intéressons ici exclusivement à l'effet de l'état de dégradation des matériaux étudiés sur leur cinétique de cristallisation.

### 4.3. DRX

#### 4.3.1. Principe

La diffractométrie de rayons X (DRX) est une technique d'analyse basée sur la diffraction des rayons X sur la matière. Les rayons X, comme toutes les ondes électromagnétiques, provoquent un déplacement du nuage électronique par rapport au noyau dans les atomes; ces oscillations induites provoquent une réémission d'ondes électromagnétiques de même fréquence ; ce phénomène est appelé diffusion Rayleigh. La longueur d'onde des rayons X étant de l'ordre de grandeur des distances interatomiques (quelques Å), les interférences des rayons diffusés vont être alternativement constructives ou destructives. Selon la direction de l'espace, on va donc avoir un flux important de photons X, ou au contraire très faible ; ces variations selon les directions forment le phénomène de diffraction X.

Les directions dans lesquelles les interférences sont constructives, appelées « pics de diffraction », peuvent être déterminées très simplement par la formule suivante, dite loi de Bragg :  $2d \sin\theta = n\lambda$ , Avec  $d$  = distance interréticulaire  $hkl$ , c'est-à-dire la distance entre deux plans cristallographiques ;  $\theta$  = angle d'incidence des Rayons X ;  $n$  = ordre de réflexion (nombre entier) ;  $\lambda$  = longueur d'onde des rayons X [LAH.95].

#### **4.3.2. Appareillage et mode opératoire**

Au cours de cette étude, nous allons être amenés à analyser les différents échantillons des prothèses pour différentes durées de vieillissement.

Les enregistrements ont été réalisés au moyen d'un diffractomètre STOE, modèle STADI-P en utilisant la raie  $\text{CuK}\alpha_1$  du cuivre ( $\lambda=1,5406\text{\AA}$ ) sous une tension de 35 kV et une intensité de 55 mA. Ce diffractomètre est équipé d'un monochromateur en germanium (111), d'un goniomètre horizontal à balayage  $\theta$ - $2\theta$  et d'un détecteur linéaire à localisation spatiale. Le pas est de  $0,01^\circ 2\theta$  pour un angle d'incidence  $2\theta$  varie entre 3 et  $70^\circ$ . Les essais ont été effectués en mode transmission. Les échantillons testés se présentent sous forme de poudre et ont un poids de 200 mg. Ils sont placés entre deux feuilles de kapton et un vide est appliqué.

### **5. Conclusion**

Ce chapitre a défini l'éventail de techniques utilisées pour caractériser les différents aspects des prothèses artérielles vierges et vieilles. Nous allons mettre par la suite en application ces différentes méthodes dans l'étude de la compliance et du vieillissement grâce à notre montage. Avant de procéder à ces analyses, nous présenterons dans le chapitre III en première partie l'état de l'art des bancs de tests existants permettant la mesure de la compliance et l'étude du vieillissement et en deuxième partie le développement de notre dispositif expérimental ainsi que l'approche de mesure de la compliance et le protocole de vieillissement utilisé.

## **Chapitre III**

# **Etat de l'art sur les dispositifs et développement d'un prototype polyvalent**

## 1. Introduction

Les propriétés mécaniques des prothèses vasculaires sont généralement déterminées au travers des tests quasi-statiques permettant de situer leurs paramètres à la rupture, mais pas leur évolution dans le temps de leur comportement sous contrainte. La prise en considération de l'influence de l'environnement des prothèses dans le corps humain sur le comportement spécifique de la structure textile et du matériau pourrait conduire au développement de nouvelles structures prothétiques stables et mieux intégrées dans le système circulatoire.

Cette approche nécessite la mise au point de procédures de tests et de modèles de comportement afin de comprendre et prédire le comportement et l'évolution des nouvelles structures. Le premier objectif de cette thèse est de mettre au point une technique de mesure de la compliance statique et dynamique des prothèses artérielles grâce à une pression fluide sans ajout de membrane étanche perturbant les mesures, contrairement aux essais pratiqués par tous les dispositifs actuels. De plus profitant de l'élimination de tous couplages parasites, nous proposons d'utiliser ce dispositif pour tester hydro-dynamiquement les prothèses. Ainsi, ce banc de simulation hydrodynamique est utilisé pour l'étude du vieillissement accéléré des prothèses artérielles dans des conditions in-vitro réalistes.

Dans ce chapitre, nous allons dans un premier temps présenter un aperçu sur les bancs de tests cités dans la littérature permettant de juger le bon fonctionnement des prothèses artérielles. Nous commencerons tout d'abord par rappeler la procédure de mesure de la compliance préconisée par la norme ISO/FDIS 7198 [ISO.98]. Nous présenterons par la suite les différents dispositifs expérimentaux de mesure de la compliance in vitro. Puis, nous exposerons les bancs d'essais de fatigue permettant l'étude du vieillissement accéléré. Dans une deuxième partie, nous allons décrire les objectifs ainsi que l'intérêt et l'originalité de notre approche de mesure. Ensuite, nous allons détailler le dispositif expérimental développé au sein de notre laboratoire. Nous finirons ainsi par expliquer le principe de la mesure de la compliance statique et pulsée ainsi que le protocole du vieillissement accéléré.

## 2. Les bancs de tests existants pour la mesure de la compliance

Pour estimer la compliance des prothèses, il est donc important de pouvoir estimer avec précision l'évolution du volume intraluminal de la prothèse sous des charges de pression variables. Il convient de reproduire le plus fidèlement possible les ondes de pression générées par la pompe cardiaque et d'analyser les variations de dimensions des prothèses à tester. Cette

technique de mesure de la compliance a été largement étudiée dans la littérature. Avant de présenter les différents bancs de tests développés, nous donnons un aperçu sur la méthode de mesure de la compliance décrite par la norme ISO/FDIS 7198<sup>[ISO.98]</sup>.

### **2.1. Méthode préconisée par la norme ISO/FDIS 7198 <sup>[ISO.98]</sup>**

Cette procédure consiste à mesurer la compliance dynamique périphérique des prothèses vasculaires. Cette mesure est effectuée en déterminant le changement de diamètre (par méthode directe ou en le calculant à partir des mesures des changements en volume et longueur) suite à un flux pulsé simulant le cycle cardiaque.

L'appareillage de mesure doit contenir :

- Un système permettant de générer un flux pulsé à l'intérieur d'une prothèse sous une certaine tension ou à une longueur fixe d'essai à une température de  $37 \pm 2^\circ\text{C}$ . Eventuellement, l'utilisation d'un ballon introduit à l'intérieur de la prothèse est fortement recommandée. Ce ballon doit avoir un diamètre, à une pression de 120 mmHg, au moins 1,05 fois plus important de celui diamètre nominal de la prothèse à tester.
- Un dispositif de mesure de la pression capable de mesurer des pressions pouvant aller jusqu'au 200 mmHg avec une précision de  $\pm 2$  mmHg.
- Un système capable de mesurer le diamètre avec une précision de  $\pm 0,02$  mm.

Le texte de la norme précise que cet appareillage doit être capable de mesurer directement les changements de diamètre tout le long de la longueur de l'échantillon ou en mesurant les changements du volume intraluminal et de la longueur ce qui permet par la suite de remonter pour calculer le diamètre moyen. Le fluide de circulation peut être l'eau distillée. D'autres liquides peuvent être envisageables.

Pour évaluer le comportement en compliance, on soumet un segment de prothèse (de longueur supérieure à 10 fois son diamètre) maintenu sous tension (de 0,294 N à 0,588 N) à une pression cyclique d'eau (éventuellement par le biais d'un ballon inséré à l'intérieur de la prothèse) suivant une fréquence de 60 battements par minute ( $\pm 10$  battements par minute) en couvrant trois plages de pression avec un minimum ( $P_1$ ) et un maximum ( $P_2$ ) : 50-90 mmHg, 80-120 mmHg et 110-150 mmHg .

La compliance dynamique périphérique, qui traduit la variation relative de diamètre sous charge dynamique cyclique (rapportée à 100 mmHg), est calculée à partir du rayon interne sous pression  $R_p$  sur chaque plage grâce à l'expression :

$$Compliance (\%) = \frac{(R_{P2}-R_{P1})/R_{P1}}{P_2-P_1} \times 10^4 \quad (III-1)$$

Cette méthode de mesure souffre d'imprécision, voire d'insuffisances, dans sa formulation et ses exigences, et peut conduire, en particulier dans le cas des prothèses synthétiques à structure textile cosselée, à des résultats significativement différents selon la méthodologie choisie par l'opérateur et les conditions opératoires fixées préalablement. Dans ce texte de norme, l'approche de la mesure de la compliance statique n'est pas abordée. La compliance longitudinale n'est pas décrite dans cette norme, bien que les prothèses s'allongent lorsqu'elles sont soumises à une pression. Aussi, la relation entre la plage de pression appliquée et le diamètre de la prothèse à tester n'est pas définie.

## **2.2. Dispositifs expérimentaux de mesure de la compliance in vitro**

De nombreux dispositifs expérimentaux ont été proposés dans la littérature mais la majorité de ces travaux souffrent en effet d'une mauvaise reproductibilité des conditions in vivo.

### **2.2.1. Système de mesure utilisant des techniques d'imagerie**

Ce dispositif (Figure 37) a été mis au point pour mesurer la compliance statique et dynamique d'une greffe vasculaire microporeuse en polyétheruréthane de 6 mm de diamètre [CHE.99]. La variation de la pression a été engendrée par un générateur de flux pulsé à une fréquence de 60 Hz dans l'intervalle de pression 50-200 mmHg. Un capteur de pression placé en amont de la prothèse permet de mesurer la pression de l'air à l'intérieur de la conduite. Le diamètre externe de la prothèse est mesuré à l'aide d'une caméra numérique CCD. Les valeurs de pressions et du diamètre externe de la prothèse sont enregistrés à l'aide d'une carte d'acquisition et un système de traitement d'images.

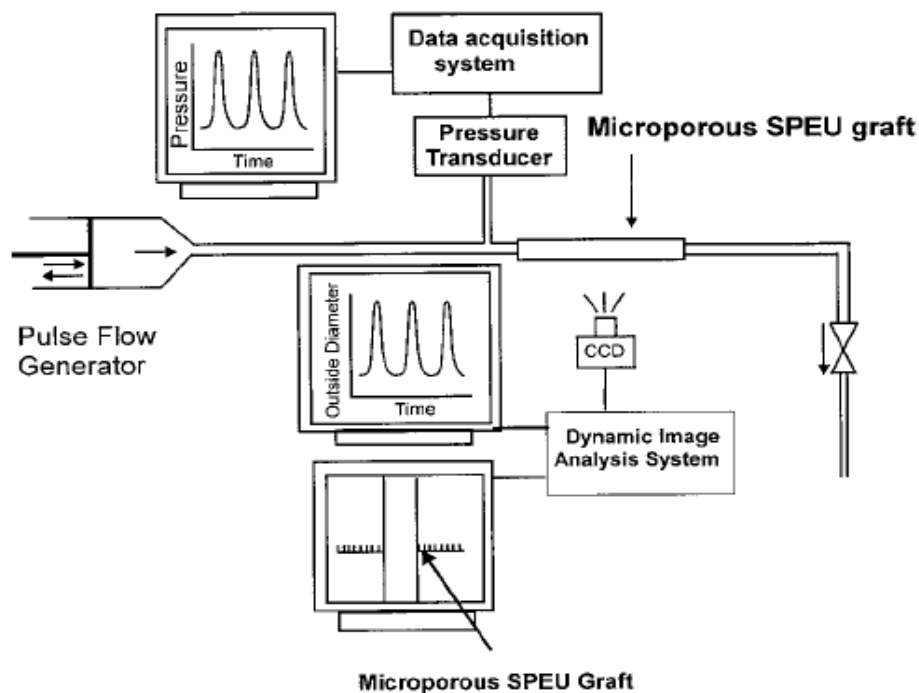


Figure 37 : Dispositif Chen pour la mesure de la compliance [CHE.99]

Cette mesure de compliance s'effectue à température ambiante et avec une fréquence assez élevée (10 fois la fréquence exigée par la norme).

### 2.2.2. Dispositif de mesure utilisant un système d'échographie

Le dispositif expérimental (Figure 38) est composé d'une pompe électromagnétique centrifuge à vitesse variable, un tuyau flexible et un réservoir du fluide de circulation [TAI.00]. Un générateur de flux pulsé, permettant de générer les pulsations cardiaques à une fréquence de 1 Hz, est placé en série dans le circuit. Le débit instantané du fluide en circulation est mesuré en utilisant une sonde de débit de 6 mm de longueur relié à un débitmètre transsonique médical. Un transducteur cathéter permet de mesurer les variations de la pression dans différents endroits à l'intérieur de la prothèse. La mesure de la compliance a été effectuée dans la plage de pression 30-100 mmHg. Les échantillons de prothèses testés ont 5 mm de diamètre et 10 cm de longueur. Le fluide de perfusion est composé d'un mélange de 8 % de dextrane de faible poids moléculaire ajouté à une solution de M199, de 20 % de sérum bovin fœtal, 7,5 % de bicarbonate de sodium, un composé de glutamine, de pénicilline et de la streptomycine et est tamponné à un pH de 7,2. Ce fluide de viscosité proche de celle du sang est maintenu à 37 °C à l'aide des échangeurs de chaleurs placés dans le circuit hydraulique.



Le changement de diamètre des greffes a été déterminé avec la technique d'échographie doppler.

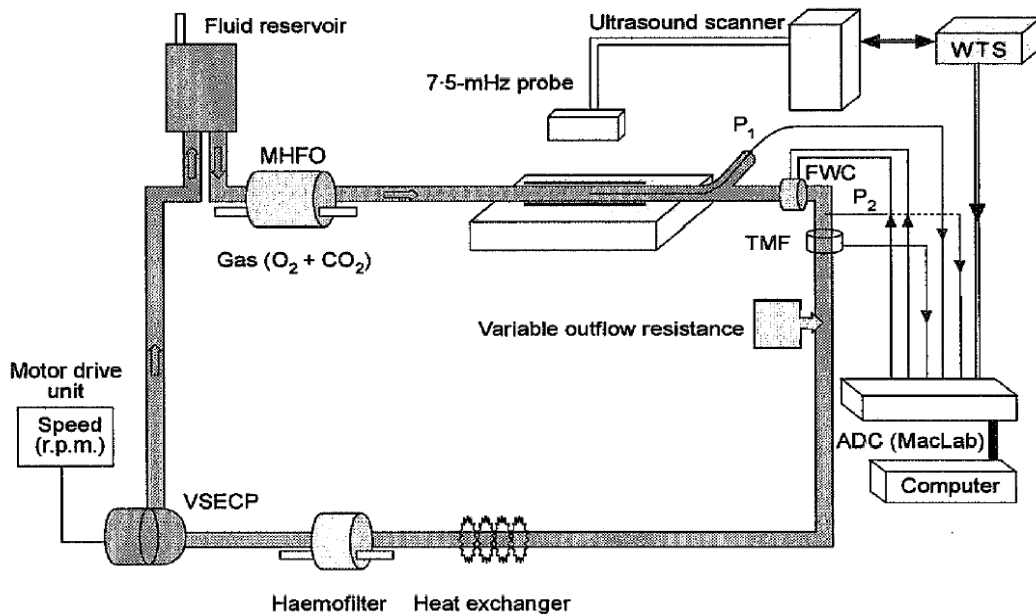
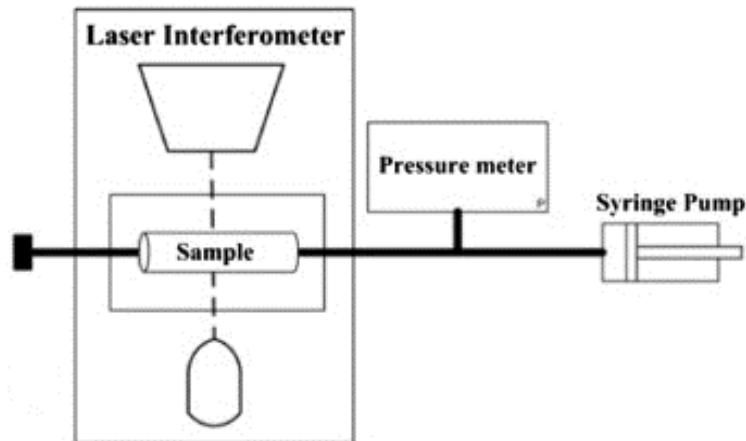


Figure 38 : Dispositif de Tai pour la mesure de la compliance <sup>[TAI.00]</sup>

L'inconvénient de cette méthode de mesure de la compliance est la gamme réduite de variation des paramètres en particulier la pression appliquée.

### 2.2.3. Dispositif de mesure de la compliance utilisant un interféromètre laser

Un échantillon de prothèse de 6 mm de diamètre et 3 cm de longueur est placé dans une chambre remplie d'un tampon phosphate salin à une température de 37 °C <sup>[MAR.10]</sup> (Figure 39). Une pompe à seringue permet d'injecter une quantité de 50 ml de l'eau distillée avec une pression donnée. Une membrane déformable est introduite à l'intérieur de la prothèse pour éviter toute fuite d'eau. Le changement du diamètre de la prothèse en fonction de la pression appliquée est déterminé à l'aide d'un interféromètre laser. La compliance est mesurée dans l'intervalle de pression 80-120 mmHg.



*Figure 39 : Dispositif expérimental de Marelli <sup>[MAR.10]</sup> pour mesurer la compliance*

La méthode de mesure utilisée par Marelli ne respecte pas bien la norme puisque la longueur de l'échantillon testé est inférieure à 10 fois son diamètre. Aussi ce dispositif ne permet pas la mesure de la compliance en flux pulsé.

### **3. Bancs d'essais de fatigue pour l'étude du vieillissement accéléré**

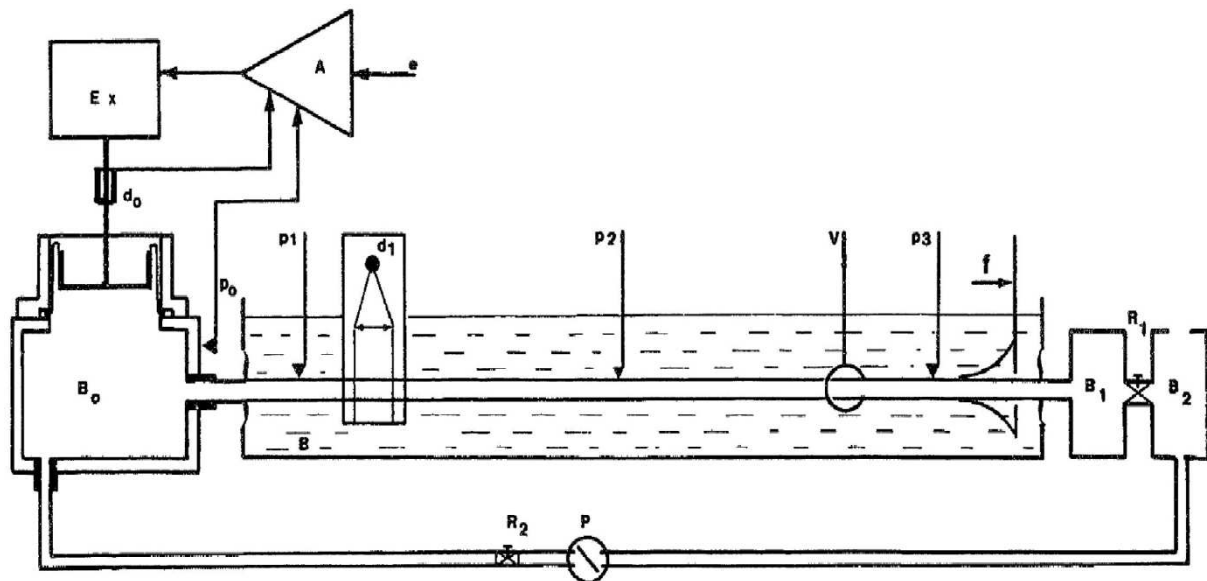
De nombreux modèles théoriques d'écoulements, reliés aux problèmes rencontrés dans la physiologie du système cardio-vasculaire, ont été proposés, mais la majorité de ces travaux n'a pas reçu de confirmations expérimentales satisfaisantes lors d'expériences in vivo (impédance hydrodynamique et phénomènes de réflexion, propagation d'impulsions de pression dans les artères, écoulements pulsatiles en présence de coudes et de branchements, conditions d'utilisation des appareils d'assistance circulatoire) <sup>[ANL.72, FLA.74]</sup>.

Ces expériences in vivo souffrent en effet d'une mauvaise reproductibilité ainsi que d'une gamme trop réduite de variation des paramètres qui les conditionnent. Bien qu'insuffisamment développée, l'expérimentation in-vitro permet au contraire des mesures plus aisées que l'expérimentation sur l'animal, et les expériences sont alors effectuées dans des conditions reproductibles sur une grande gamme de valeurs des paramètres. En cela, elle s'avère très utile pour juger le bon fonctionnement des substituts artériels et est d'un grand intérêt pour la mise au point de méthodes physiques de diagnostics en génie biomécanique et médical.

En fait, certaines solutions adoptées jusqu'à présent pour la génération d'écoulements pulsatiles simulant les conditions physiologiques ne permettaient pas d'obtenir des variations temporelles arbitraires de la pression. C'est le cas par exemple de l'utilisation d'un moteur

électrique excitant, par couplage hydromécanique, une poche en caoutchouc munie en ses extrémités de deux valves à clapet <sup>[JON.69]</sup>. Il existe aussi d'autres systèmes beaucoup plus simples, mais qui offrent des possibilités très réduites de variation des paramètres : par exemple le cas d'un débit pulsatile quasi sinusoïdal de basse fréquence qui peut être obtenu à l'aide d'un piston entraîné par un moteur électrique muni d'un arbre à cames <sup>[KLI.62]</sup>.

Pour s'affranchir des problèmes liés à l'utilisation des valves qui ne permettent pas d'obtenir des variations temporaires arbitraires de la pression, Flaud <sup>[FLA.75]</sup> a réalisé un générateur de pression pour créer un écoulement pulsatile (Figure 40). L'excitation appliquée à l'entrée de l'amplificateur peut être choisie sous des formes différentes : soit un signal simple, directement produit par un générateur de fréquence, soit un signal arbitraire préalablement enregistré sur une bande magnétique, soit la superposition de ces deux types de signaux. Un courant appliqué à un excitateur de vibration engendre une force qui lui est proportionnelle. Par l'intermédiaire d'un piston et d'une membrane souple qui assure l'étanchéité avec un minimum de frottements, cette force induit des pressions dans le corps de la pompe. Pour créer ainsi un signal complexe de pression, il suffit alors d'envoyer sur le système la tension analogique correspondante. Une pression maximale de 75 mmHg pour une fréquence de 70 Hz peut être générée par la pompe. Les conduits élastiques utilisés sont en silicone de géométrie cylindrique, de 6 m de longueur et ayant 18-22 mm comme diamètres interne-externe. Ces conduits ont des propriétés rhéologiques semblables à celles des artères, en particulier en ce qui concerne le module d'Young. Ce tuyau en silicone est placé dans une cuve remplie d'un fluide dont la densité est choisie telle qu'il soit sustenté en équilibre indifférent. Le fluide, à l'intérieur du conduit, constitué d'un mélange eau-glycérine à 50 % auquel on a adjoint une suspension de carbonate de magnésium (4 ‰, dimensions des grains 2-20  $\mu\text{m}$ ) a une viscosité cinématique de  $5 \times 10^{-6} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$ .



**Figure 40 : Schéma du banc hydrodynamique pulsé** <sup>[FLA.75]</sup>. *e*, signal d'excitation ; *A*, amplificateur de puissance ; *Ex*, excitateur de vibrations ; *B0*, corps de pompe ; *B1*, *B2*, charges (compliances + résistances) ; *R1*, *R2*, résistances ; *p0*, *p1*, *p2*, *p3*, capteurs de

Jay a mis au point un banc de test destiné à reproduire les ondes de pressions exercés sur les prothèses vasculaires pour étudier en accéléré leur vieillissement <sup>[JAY.96]</sup>. Ces variations de pression sont obtenues par le contrôle des durées d'ouverture et de fermeture de deux électrovannes placées en série dans un circuit pneumatique (Figure 41). Une électrovanne dite d'admission permet à partir d'une source d'air comprimé à 0,5 bars (relative à la pression atmosphérique) d'obtenir une pression de 0,3 bars en jouant sur la durée d'ouverture de cette électrovanne. La durée d'ouverture de l'autre électrovanne dite d'échappement règle la pression basse à 0,1 bars. Des ondes de pression sont générées sur le milieu aqueux interne et statique. Un système électronique de régulation de la pression automatise l'appareil et mesure les variations des modules d'élasticité.

La compression de l'air situé dans le montage et la compliance de la prothèse contribuent à la création d'une onde de pression dont la forme est voisine de celles rencontrées in vivo. Le volume d'air comprimé entre les électrovannes et l'interface air/eau agit directement sur la forme de l'onde de pression dans la prothèse. La valeur des seuils de référence est fixée sous la forme d'une tension par le micro-ordinateur superviseur. L'ordre d'ouverture des électrovannes est apporté par deux signaux de synchronisation : un pour l'électrovanne d'admission et un pour l'électrovanne d'échappement. Seules les durées d'ouverture des électrovannes sont gérées par la carte de régulation. L'élément principal de cette régulation

est un générateur d'impulsion à durée variable, c'est-à-dire un oscillateur à modulation de largeur d'impulsion.

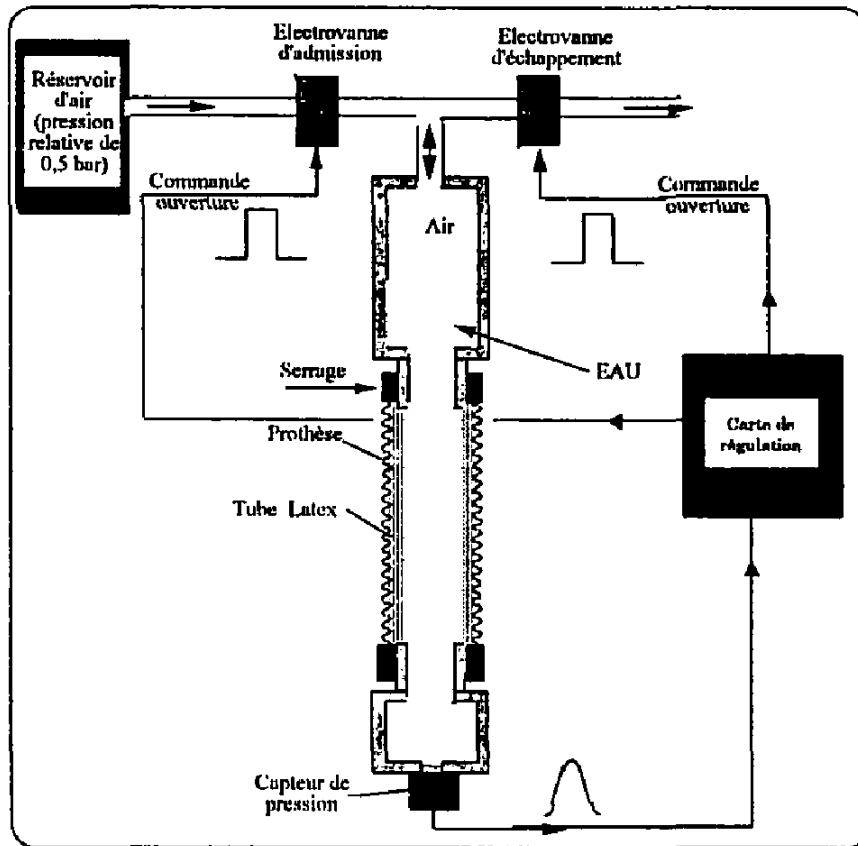


Figure 41 : Système de commande et de régulation des pressions [JAY.96]

L'objectif de ce travail était de quantifier l'évolution des propriétés mécaniques des prothèses en fonction du temps de simulation. Pour pouvoir provoquer un vieillissement accéléré, on impose des contraintes supra-physiologiques en pression et en fréquence de cycle aux échantillons testés. Huit prothèses, sont installées sur le banc (Figure 42) dans les mêmes conditions, notamment avec la même tension longitudinale (force d'étirement avant fixation entre les deux extrémités des prothèses). Avec une fréquence de cycles de pression de 10 Hz (600 battements par minute ce qui correspond à une fréquence d'environ 10 fois supérieure à la fréquence moyenne physiologique) et des seuils de pression relative de 0,1 bars (75 mmHg) et 0,3 bars (225 mmHg), les prothèses ont été retirées à intervalles prédéfinis (allant de quelques minutes à 80 jours).

Les essais ont été effectués sur des prothèses en polyester Dialine de la société Cardial avec un diamètre de 14 mm et une longueur de 30 cm. A cause de la nature poreuse des

prothèses testées, un tube de caoutchouc (Latex) souple et fin a été placé à l'intérieur de celle-ci pendant l'essai de vieillissement. Ce matériau qui a été utilisé possède un module d'élasticité qui est 100 fois plus faible que celui des prothèses testées.

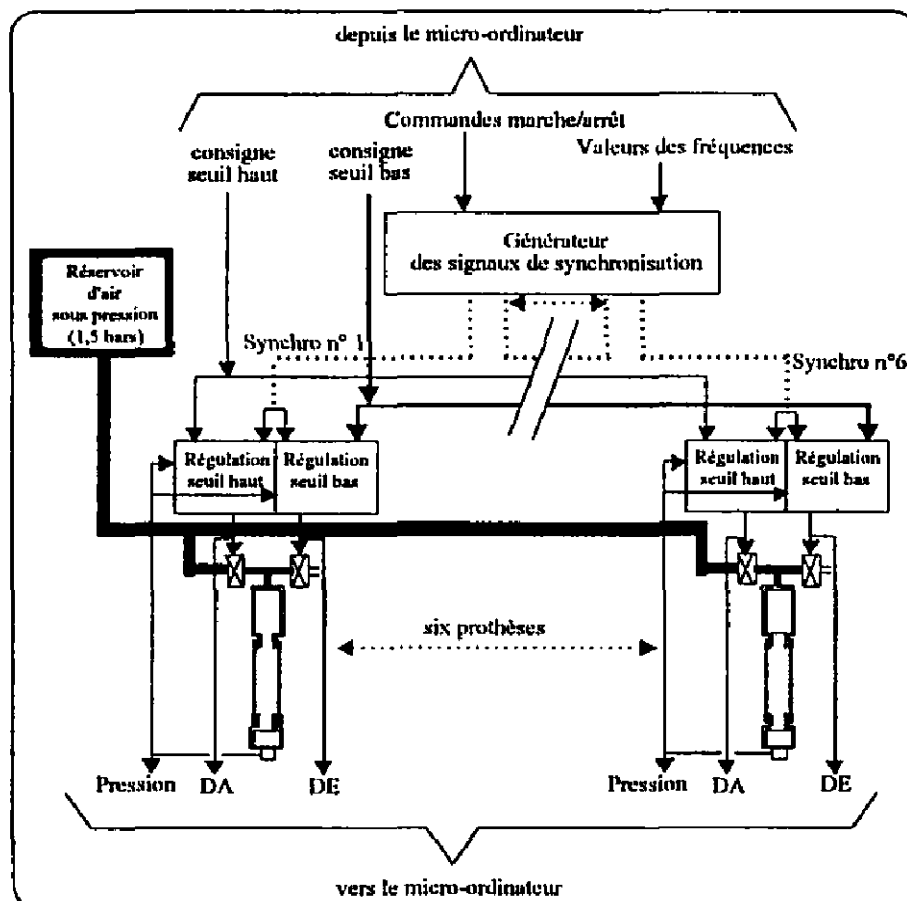


Figure 42 : Structure générale du banc de test<sup>[JAY.96]</sup>

Pour évaluer l'influence du vieillissement accéléré sur l'évolution du comportement mécanique des prothèses, une machine de traction compression a été utilisée pour mesurer la résistance à l'éclatement et tracer la courbe d'hystérésis de l'élasticité. Il a été démontré que sous les effets des barotraumatismes, une usure mécanique par perte d'élasticité de la paroi a été provoquée. Cette dégradation limitée mais non négligeable (6 à 15% de diminution de la force de rupture) s'est produite dès la mise en place de la prothèse sur le banc et s'est prolongée sur une durée réelle d'environ 3 jours. Au delà de cette période, les modifications deviennent limitées et ne semblent pas significatives.

La société Bose a développé un appareil d'essai de fatigue ElectroForce® pour stents et prothèses vasculaires (Figure 43). Cet instrument permet de contrôler le comportement à long

terme avec des cycles pouvant aller jusqu'au 400-600 millions et une fréquence de 80 Hz. Ce qui permet d'avoir une simulation accélérée de la durée de vie sur 10 ans. Ce système utilise un micromètre laser permettant de contrôler la distension pulsatile des prothèses au cours de l'essai. Ce système permet de tester 8 prothèses au même temps qui ont un diamètre compris entre 2,5 et 32 mm. Malgré les performances de cet appareil, il ne permet pas de bien simuler les conditions in-vivo étant donné qu'il s'agit d'un effort mécanique soutenu et des fréquences très importantes et que les échantillons ne sont pas en contact avec un milieu agressif au cours de l'essai.



*Figure 43 : Appareil d'essai de fatigue pour stents et prothèses vasculaires ElectroForce® SGT*

#### **4. Intérêt de la mesure et objectifs**

Pour mettre au point des mesures fiables permettant de juger le bon fonctionnement des prothèses vasculaires, il faut tenir compte impérativement des conditions expérimentales, des lois de comportement et de l'environnement de ces substituts dans le corps humain. En effet, les forces de pression induisent deux contraintes au niveau du conduit : une contrainte longitudinale parallèle à l'axe de la prothèse provoquant son allongement et une contrainte radiale tendant à augmenter son diamètre. Ainsi, les artères sont soumises à des contraintes multidirectionnelles. Par ailleurs, un test unidirectionnel ne permet pas de fournir des données

pertinentes représentatives du comportement des prothèses suites aux sollicitations. D'où l'intérêt de développer un appareillage permettant de caractériser au plus près de la réalité, le comportement de prothèses. Une approche comparative nécessite la prise en compte de situations limites qui sont la prothèse libre de toute contrainte soumise à la pression d'un fluide seul, et la pression d'un fluide associée à une contrainte axiale appliquée par un dispositif de mise sous tension. Ce dispositif permet d'une part de mesurer la compliance des prothèses vasculaires. D'autre part, il est utilisé comme un banc de simulation hydrodynamique pour l'étude du vieillissement accéléré des prothèses artérielles dans des conditions in-vitro réalistes

Les objectifs de ce projet sont d'aborder la mesure de la compliance de la prothèse par une mesure globale de son évolution volumique sous pression et d'analyser le vieillissement des prothèses en fonction de la durée de sollicitation :

- Le premier objectif est de mesurer les propriétés de la membrane textile seule et non les propriétés d'un complexe de membranes.
- Le deuxième objectif serait d'établir des relations entre les procédés de fabrication des ces substituts vasculaires et leurs caractéristiques mécaniques.
- Le troisième objectif découle des deux précédents. A partir des comportements mécaniques des prothèses, de leurs caractérisations géométriques et des mesures de compliance, nous proposons de lier si c'est possible ces aspects pour avoir une approche plus prédictive du comportement en compliance.
- Le quatrième objectif est de déterminer l'influence du vieillissement accéléré des prothèses sur l'évolution de leurs propriétés. Ce qui permet d'identifier une cinétique de dégradation et de comprendre les raisons de cette dégradation et les mécanismes du vieillissement.

Pour estimer la compliance des prothèses il est donc important de pouvoir estimer avec précision l'évolution du volume intraluminal de la prothèse sous des charges de pression variables. Cette opération qui peut apparaitre comme facile pour des conduits de matériaux continus apparait beaucoup plus délicate dès lors que le matériau est discontinu et a structure fibreuse. Notre nouvelle technique <sup>[KHO.11, CHA.11]</sup> consiste à mesurer la compliance statique et dynamique des prothèses artérielles grâce à une mise en pression fluide de la membrane prothétique sans ajout d'une membrane étanche perturbant les mesures, contrairement aux essais pratiqués par tous les dispositifs actuels <sup>[GUP.09, ISO98, JAY.96, MAR.10]</sup>. L'utilisation d'une



membrane étanche en élasthanne qui est insérée à l'intérieur du conduit prothétique est justifiée par la nature poreuse des prothèses artérielles. Cet ajout, même si la membrane est très souple, introduit des couplages entre la structure textile et la membrane d'élasthanne. Il s'en suit une inhomogénéité des propriétés le long de la prothèse et un comportement élastique modifié. Pour éviter ces phénomènes de couplages et de modification des propriétés, nous proposons une étude du comportement des prothèses sans ajout de membranes en travaillant avec un fluide de circulation ayant une viscosité bien déterminée. La mise au point de notre technique permettra d'étudier la compliance des différentes prothèses vasculaires commercialisées sur le marché et de les comparer avec la compliance des artères saines [KHO.11]

L'étude du vieillissement accéléré permet de comprendre les phénomènes et les mécanismes liés à la détérioration de la « durée de vie utile » de ces prothèses. Des études effectuées au sein de l'équipe ont montré qu'il n'y a aucune corrélation simple entre le temps d'implantation et la dégradation du polymère [CHA.09]. Ce qui permet d'approuver que l'effet patient joue un rôle primordial. Notre étude du vieillissement in-vitro permet d'exclure cet effet patient et donc d'analyser le comportement en fatigue des prothèses ou une éventuelle dégradation du polymère le constituant. L'approche consiste à soumettre la prothèse à différents temps de sollicitations et d'analyser par la suite l'évolution des propriétés structurales, mécaniques et physico-chimiques des prothèses ayant subi le vieillissement accéléré.

Dans la partie qui suit, nous allons présenter le banc d'essai développé ainsi que ses différentes composantes.

## **5. Dispositif expérimental développé**

Le dispositif expérimental développé (Figure 44) est composé essentiellement d'un dispositif de mise sous pression régulée (statique et pulsée) du fluide de sollicitation de la prothèse, un dispositif de mise sous tension de la prothèse, un système de chauffage, un système d'imagerie et un système de commande (Figure 45). La pression est contrôlée par un capteur de pression situé en amont de la prothèse. La valeur de la pression injectée à l'intérieur de l'échantillon est affichée en permanence. Une caméra vidéo, fixée sur le dispositif enregistre en temps réel l'évolution de l'image de la prothèse au cours de l'essai.

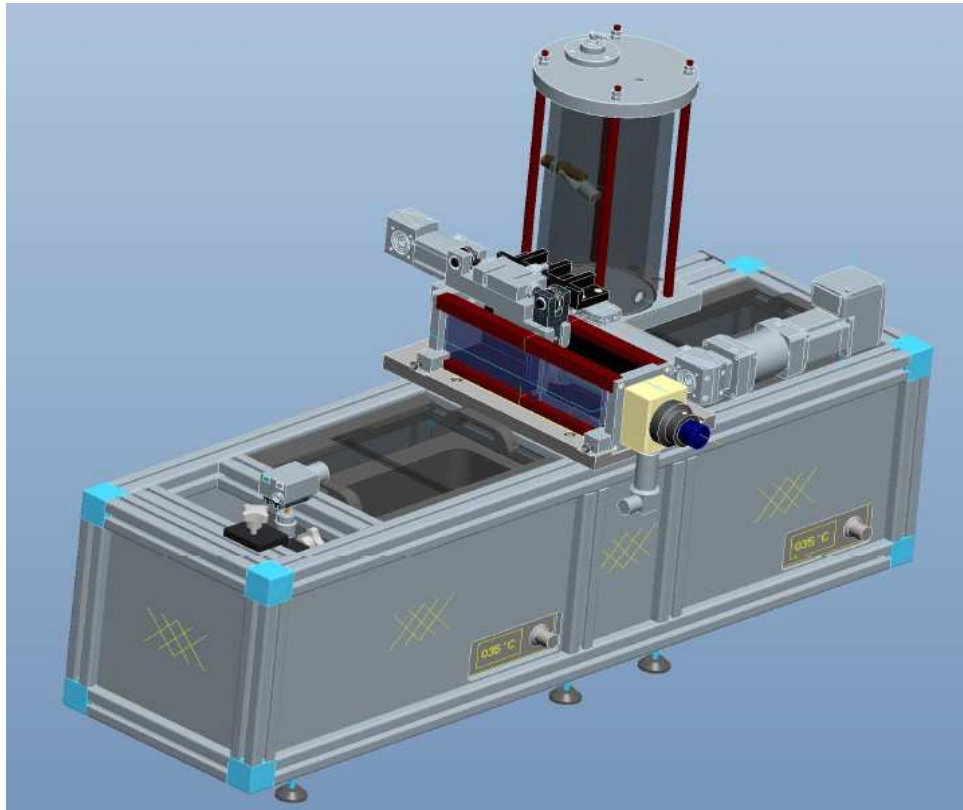


Figure 44 : Schéma du dispositif développé sous le logiciel de CAO Creo parametric de PTC

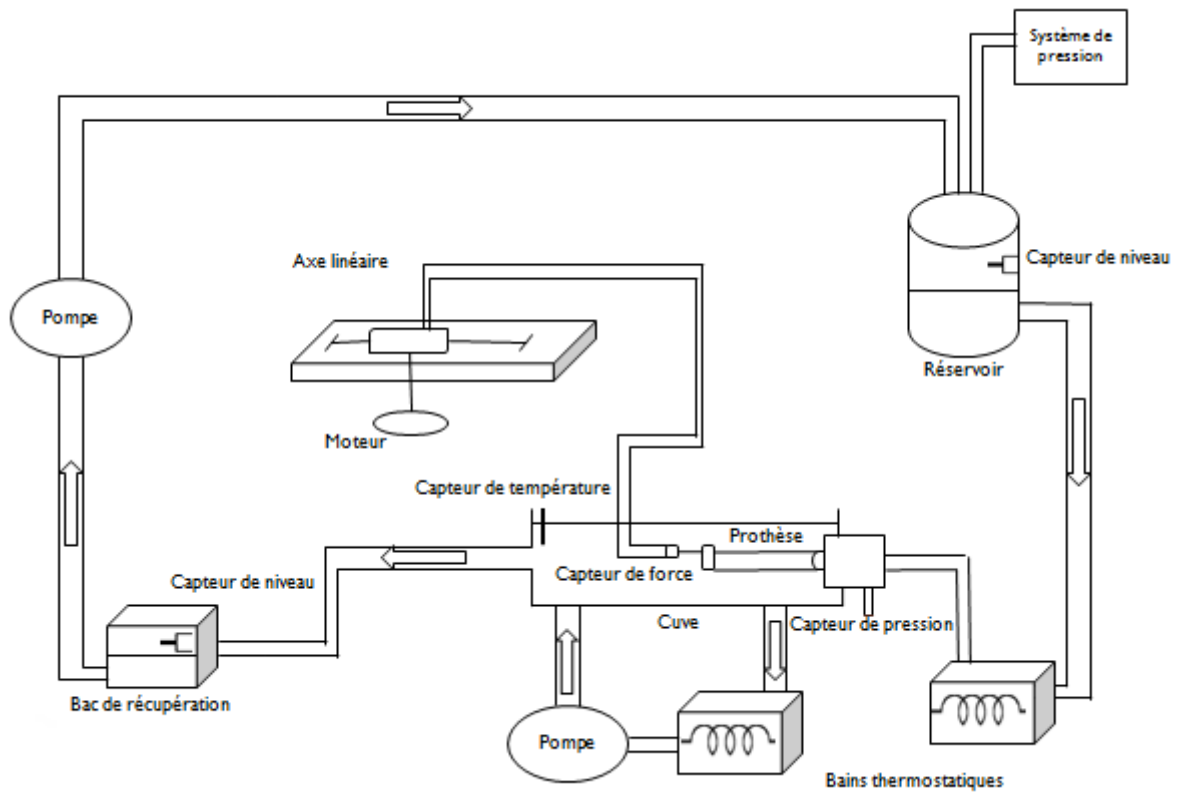


Figure 45 : Schéma de principe de fonctionnement du dispositif

Le dispositif est piloté par des composants communiquant par un réseau de terrain (CANOPEN, ETHERNET...). Un automate (Schneider Electric) commande le dispositif à travers des modules entrées/sorties analogiques et numériques (Figure 46). Un système de commande à distance a été mis en place, il nous permet d'interagir avec le dispositif à travers une connexion internet. Le dispositif dispose également d'une armoire électrique qui assure l'alimentation des différents organes du système (Figure 47). Les essais prévus de vieillissement devant durer plusieurs jours, il était indispensable de rendre autonome le fonctionnement de ce banc.

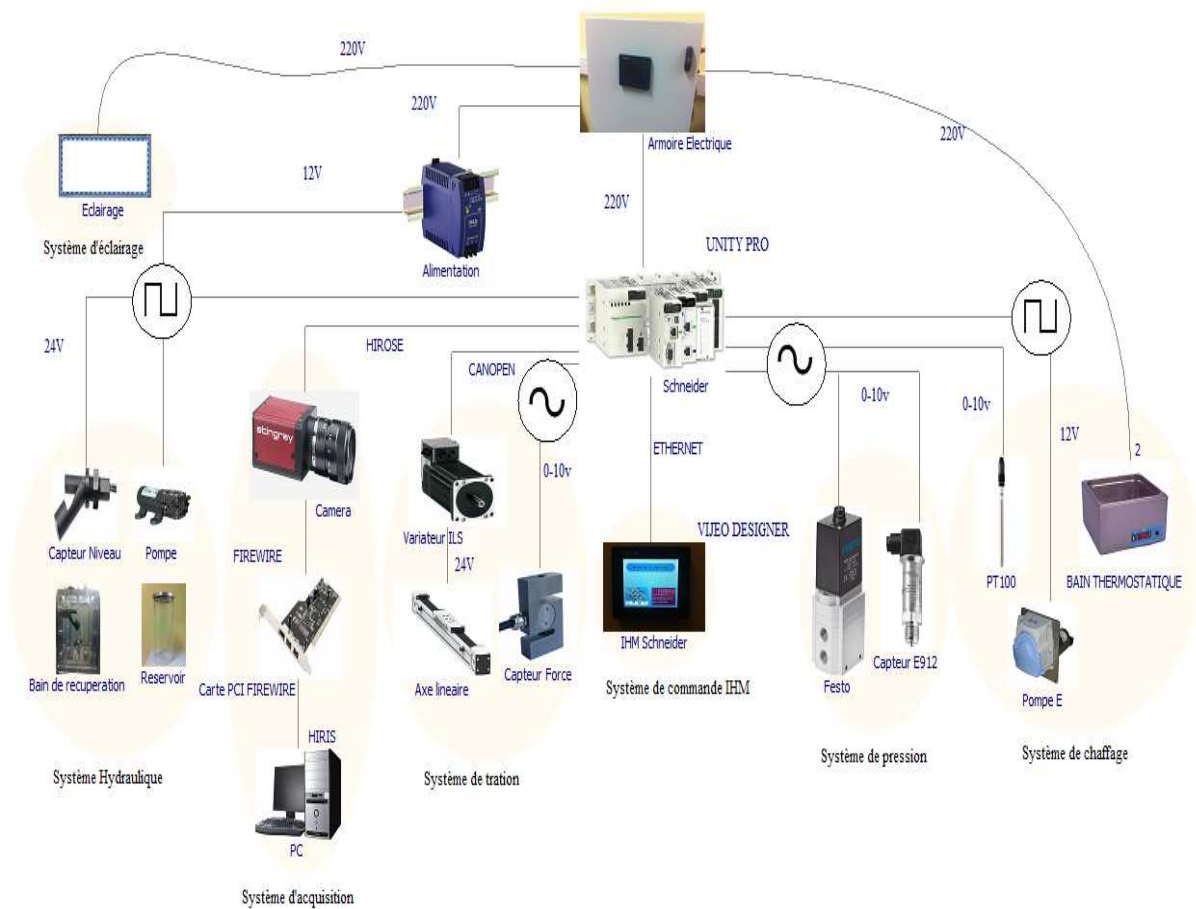


Figure 46 : Architecture de commande du dispositif



*Figure 47 : Armoire électrique alimentant le dispositif*

Ce dispositif (Figure 48) présente un outil original de mesure et a des grandes performances au niveau des pressions appliquées (de 0 à plus que 500 mmHg), des fréquences de cycles (allant jusqu'au 200 battements/min), des sollicitations mécaniques (avec une charge maximale de 100 N, un déplacement maximal de 200 mm  $\pm$  0,05 mm et une vitesse maximale de 8 m/s), des températures de l'essai (pouvant aller jusqu'à 80°C). Il est possible de tester tous les diamètres des prothèses sur ce banc d'essai.



*Figure 48 : Photo réelle du banc d'essai développé*

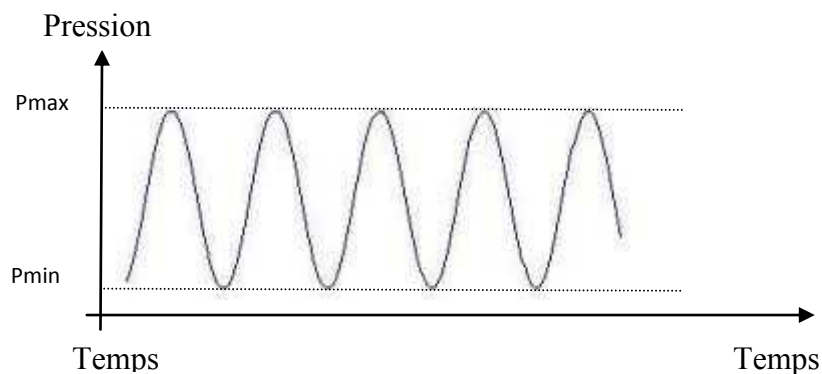
## 5.1. Système de mise sous pression régulée

Afin de réaliser un modèle hydrodynamique ayant les caractéristiques rencontrées dans les écoulements artériels, il est nécessaire d'engendrer des pressions instationnaires dont la fréquence et l'amplitude sont de même ordre de grandeur que celles rencontrées en physiologie animale.

Pour créer un signal complexe de pression, il suffit d'envoyer une tension analogique de 0...10 V sur une électrovanne proportionnelle (FESTO). Cette électrovanne est commandée par l'automate et permet d'appliquer deux types de pressions, soit des pressions statiques soit une onde de pression pulsée (Figure 49) (Annexes III-1). La compression de l'air situé dans le grand réservoir contenant du fluide contribue aussi à la création d'une onde de pression dont la forme est voisine de celle rencontrée in vivo. Donc, les variations de pression sont obtenues par le contrôle des durées d'ouverture et de fermeture de l'électrovanne et la compression du fluide dans le réservoir.

Pour mesurer la valeur de la pression du fluide, nous avons utilisé un capteur de pression de type E912 (Baumer) placé juste en amont de la prothèse qui délivre un signal de tension variable 0...10 Vdc (0-1 bar).

En régime pulsé, il est possible d'exporter les données de pression du capteur via un port USB.



*Figure 49 : Onde de pression pulsée (avec  $P_{max}$  : pression maximale,  $P_{min}$  : pression minimale)*

## 5.2. Dispositif de mise sous tension

Un système d'axe linéaire motorisé (Schneider Electric) a été installé afin de mettre sous tension les prothèses. Ce dispositif permet de situer le véritable comportement des prothèses dans des situations qui peuvent être vues comme limites.

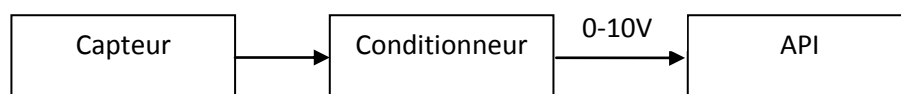
Cet axe possède un entraînement du chariot par courroie crantée et un guidage à galets (Figure 50). Le chariot mobile qui supporte la charge est mobile et le corps de l'axe est fixe. Le moteur utilisé est un moteur pas à pas 3 phases à électronique intégrée communiquant par bus CANOPEN avec l'API. Ce moteur a un couple maximal de 1,5 Nm et une résolution de 14286 impulsion/mm. Il est destiné à supporter des efforts avec une charge maximale de 100 N, une course (un déplacement) de travail de  $200 \text{ mm} \pm 0,05 \text{ mm}$  et une vitesse maximale de 8 m/s. Un réducteur PLE 60 était associé au moteur pour réduire la vitesse de sollicitation. Le choix d'un moteur pas à pas est justifié par sa bonne précision pour les petits déplacements et son fonctionnement adapté à des faibles vitesses.



**Figure 50 : Axe portique Lexium PAS B**

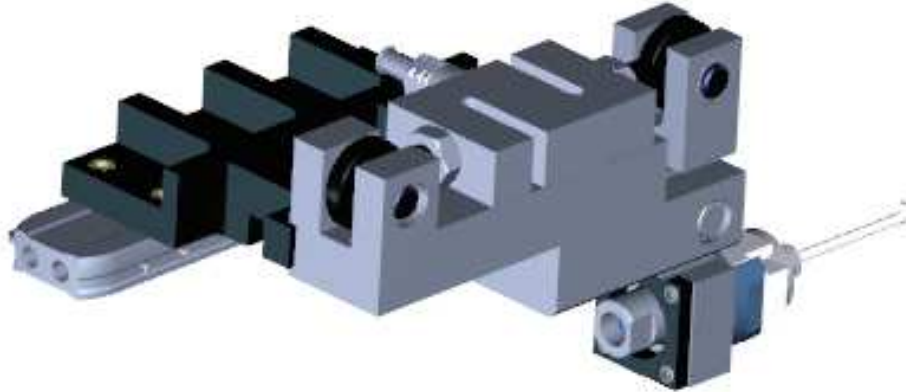
Un capteur de force série ZFA en traction/compression (SCAIME) est utilisé afin de mesurer l'effort de sollicitation mécanique. Ce capteur possède une plage de mesure de 0-250 N avec une précision de 0,03% de la pleine échelle.

Pour pouvoir raccorder ce capteur de force à l'automate, il a fallu installer un conditionneur CPJ 2S (pour un montage rail DIN) qui assure la transformation du signal transmis par le capteur de force (pont de Wheatstone) en un signal 0-10V exploitable par l'automate (Figure 51).



**Figure 51 : Montage du capteur sur l'API**

Afin de solliciter la prothèse avec l'axe motorisé, il a été indispensable de concevoir des pièces mécaniques pour assurer la liaison entre la prothèse et le chariot de l'axe motorisé tout en incorporant le capteur de force (Figure 52).



*Figure 52 : liaison de mesure de la force*

Pour assurer la fixation de la prothèse dans la cuve depuis l'entrée du fluide jusqu'au système de liaison de la force, différents embouts en PVC extrudés ont été fabriqués en tenant compte des diamètres des prothèses testées (Figure 53).



*Figure 53 : Embouts de fixation de la prothèse*

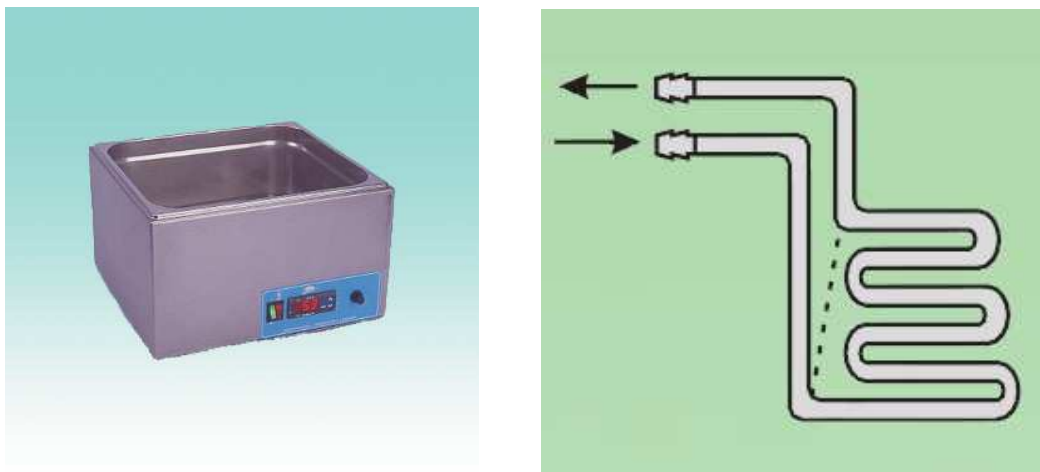
Trois modes de fonctionnement sont envisagés pour la commande de ce système. Le premier est à déplacement imposé qui permet de solliciter la prothèse à un certain allongement. Le deuxième est à force imposée, la prothèse est maintenue sous tension jusqu'à une certaine valeur de force fixée par l'opérateur. Le troisième est un mouvement cyclique de sollicitation (essai dynamique) de la prothèse en fixant le nombre de cycles à effectuer. L'objectif de ce dernier mode est d'effectuer des essais de vieillissement accéléré des prothèses.

### 5.3. Système de chauffage

Un système de chauffage permettant de maintenir une température constante du fluide circulant à l'intérieur de la prothèse a été mis en place. Ce système est constitué de deux bains thermostatiques et deux échangeurs de chaleur (serpentins de circulation) et une pompe (Figure 54). Chaque échangeur est placé à l'intérieur d'un bain thermostatique.

Une sonde de température PT100 (JUMO) est placée dans le bac où est fixée la prothèse permettant de mesurer la valeur de température du fluide. Cette valeur de température est affichée sur l'IHM (interface homme machine).

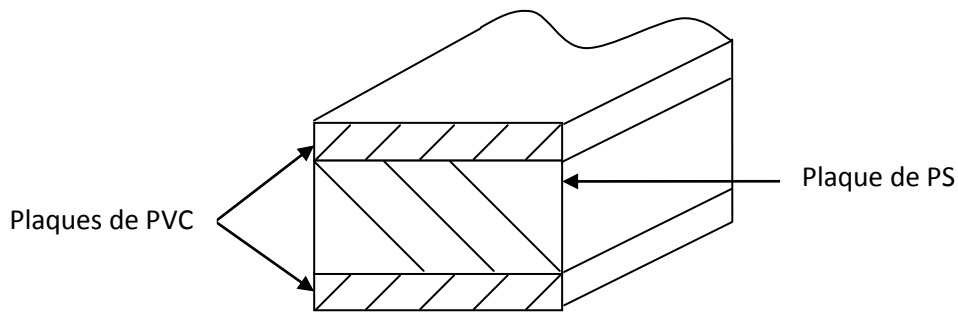
Les bains thermostatiques sont reliés à l'automate et ont une régulation analogique par thermostat à dilatation et un affichage numérique par microprocesseur. Les corps de chauffe sont apparents en acier inox, en contact avec le liquide. Ces bains 5L de volume assurent un chauffage jusqu'à une température de 110°C avec une précision de  $\pm 0,1^\circ\text{C}$ .



*Figure 54 : Bain thermostatique et échangeur de chaleur*

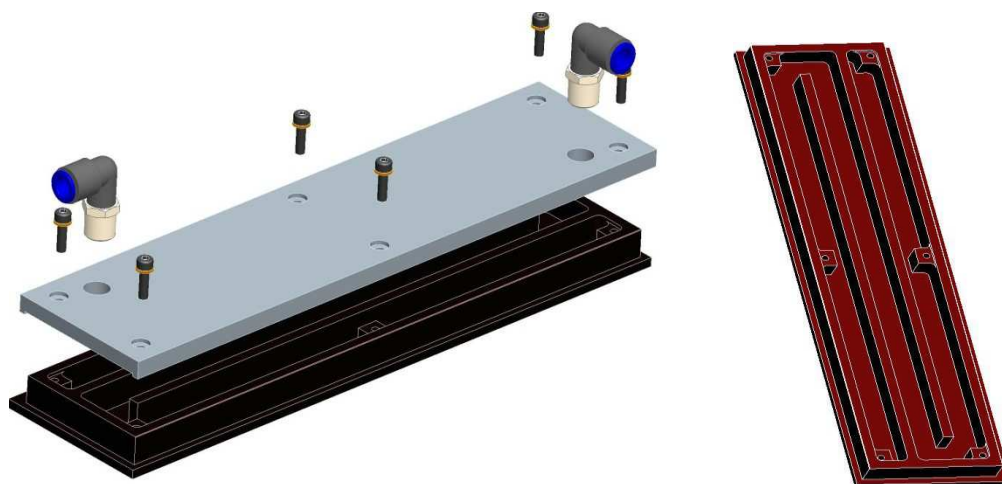
Afin d'assurer un maintien de la valeur de la température du fluide caloporteur à l'intérieur des bains thermostatiques, ils sont recouverts d'un couvercle comportant deux plaques de Polychlorure de vinyle (PVC) séparées par une plaque de polystyrène expansé (PS) (Figure 55). Les deux premières plaques de 5 mm d'épaisseur étant pour assurer une certaine rigidité au couvercle et la plaque en polystyrène de 15 mm d'épaisseur pour minimiser les pertes de chaleur.





*Figure 55 : Schéma du couvercle conçu pour le bain thermostatique*

Le premier bain, relié par l'intermédiaire d'un échangeur de chaleur, permet de chauffer le fluide à sa sortie du grand réservoir avant son passage à l'intérieur de la prothèse. Le chauffage de ce fluide s'effectue par un transfert thermique par conduction. Le deuxième bain est relié par l'intermédiaire d'un deuxième échangeur de chaleur permettant de chauffer le bac où est fixée la prothèse. Le chauffage du fluide à l'intérieur du bac s'effectue par conduction en faisant chauffer deux surfaces extérieures en aluminium du bac (Figure 56). La circulation d'un fluide caloporteur (eau) se fait en parcourant un chemin sinueux tout au long des deux surfaces extérieures pour favoriser l'échange de chaleur et assurer un chauffage homogène du fluide dans le bac. Une pompe volumique de référence RLF222201D (FLOJET) commandée par l'automate assure cette circulation. Cette pompe est alimentée en 24V avec une pression maximale de 2,1bars et un débit maximal de 3,8 L/min. Un bac d'expansion a été installé sur le circuit de circulation du système de chauffage. Il sert à compenser l'expansion de fluide caloporteur. Il permet de rajouter du fluide suite à sa dilatation dans les conduits élastiques au cours du chauffage.



*Figure 56 : Surfaces de chauffage de la cuve*

Le mode de chauffage « externe » par conduction a été adopté pour avoir des mesures précises et justes des dimensions de la prothèse en utilisant un système d'imagerie. Le choix de chauffer le fluide visqueux à l'intérieur de la cuve ne sera pas toujours judicieux. En effet, pour avoir une température uniforme dans la cuve, il va falloir effectuer une circulation ou agitation. Ceci peut développer des bulles d'air. La présence de ces bulles pourrait fausser les mesures. Aussi, ce mode de chauffage permet de s'assurer que le fluide chaud introduit dans la prothèse traverse une zone chauffée préalablement.

#### **5.4. Section d'étude et circuit de retour**

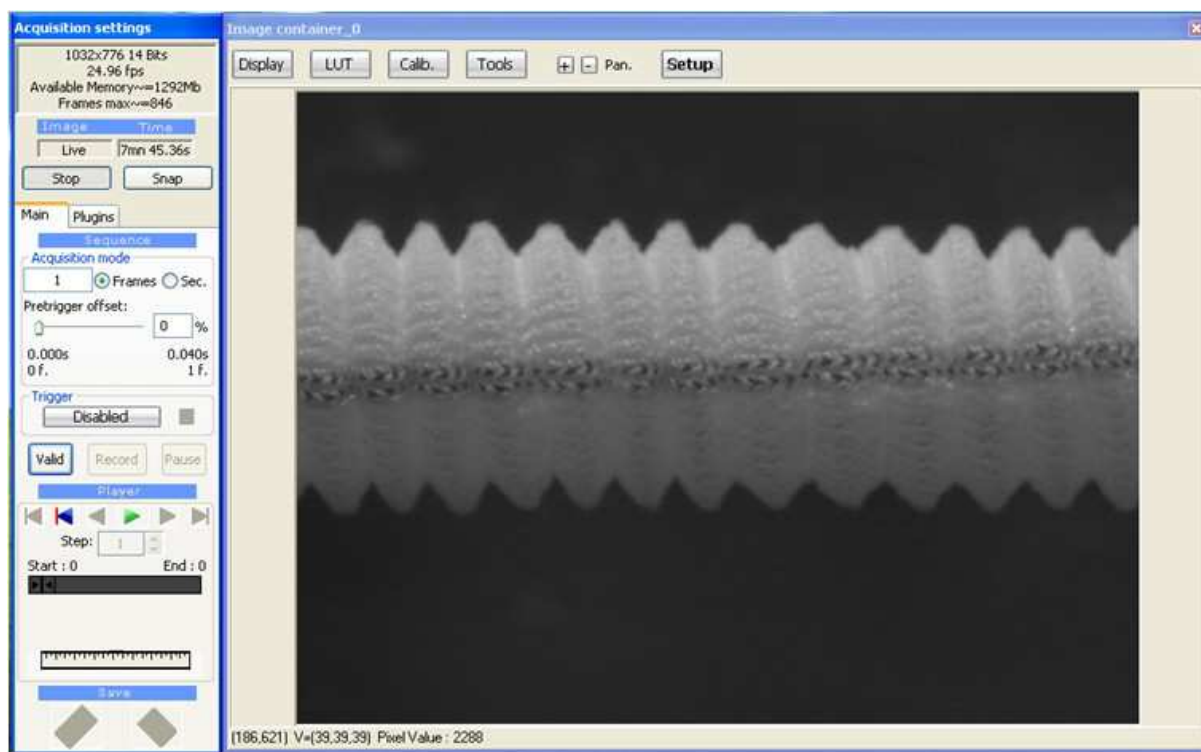
Le système hydraulique se compose de trois organes principaux : un réservoir de fluide, un bac test de prothèse et un bain de récupération. Le réservoir simule le rôle du cœur dans le corps humain. Il est relié au système de pression (source d'air comprimé et à l'électrovanne) et contient le fluide de circulation. Le bac, où est fixée la prothèse, est relié au réservoir par l'intermédiaire d'une conduite élastique. Le bac de récupération permet de récupérer le fluide dépassant le trop plein du bac et de le réinjecter dans le réservoir à travers une pompe péristaltique (Verderflex) pour avoir un circuit fermé de la circulation du fluide. Cette dernière est commandée par l'automate en fonction de l'état haut ou bas de deux capteurs de niveaux installés respectivement dans le réservoir et le bac de récupération, de manière à éviter un débordement dans ces derniers. Cette pompe possède 3 rotors à roulement et un moteur associé à un train d'engrenage avec une vitesse de rotation de sortie de 100 tr/min. Elle est alimentée en 12 Vcc et assure un débit de 375 mL/min.

Les conduits utilisés sont en Polyamide (PA12) de géométrie cylindrique, du diamètre interne 8 mm et d'épaisseur 1 mm assurant la circulation du fluide dans le banc hydrodynamique. Aussi, un tube (Verderprene) de diamètre interne 6,4 mm et d'épaisseur 1,6 mm assure la circulation du fluide en son passage à travers la pompe péristaltique. Dans ce cas, le fluide est en contact juste avec les conduits, ce qui permet d'éviter tout endommagement de la pompe.

Un clapet anti-retour de référence T50P0010 (NORGEN) est installé sur le circuit de retour pour éviter tout problème de retour du fluide.

## 5.5. Système d'imagerie

Une caméra vidéo de résolution 1032 x 776 pixels (Stingray, Allied Vision Technologies, Germany), fixée sur le dispositif enregistre en temps réel l'évolution de l'image de la prothèse au cours de l'essai. Cette caméra est reliée à l'automate pour déclencher le trigger d'acquisition, une carte d'acquisition installée à un ordinateur permet de récupérer les images à travers la plate-forme HIRIS (R&D Vision, France) (Figure 57).

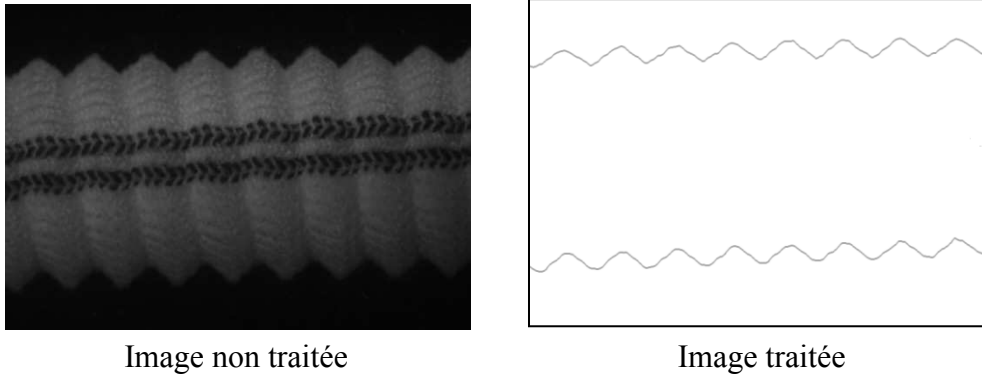


*Figure 57 : Logiciel de prise d'image*

Un système particulièrement performant d'éclairage installé à l'intérieur de la cuve a été mis au point. Il est composé de barrettes LED étanches fixés sur un cadre rectangulaire. Il permet de garantir une bonne précision sur l'estimation des frontières des structures perturbées comme le sont les structures textiles.

Le traitement des images prises s'effectue à l'aide du logiciel 'ImageJ' V.1.43n (NIH Image). Un premier programme a été rédigé pour traiter les images. Ce programme permet d'identifier le contour extérieur de la prothèse ce qui nous permettra de localiser tout point donné par ses coordonnées (Figure 58). Un deuxième traitement est appliqué aux fichiers des coordonnées des points en utilisant un programme développé sous Visual Basic pour application Excel. Ce qui nous amène par la suite à extraire les variations de dimensions de la

prothèse sur un échantillon représentatif en quantifiant les variations locales tant dans le sens de la longueur que radialement. Cette vision globale permet notamment de s'affranchir des conformations structurelles dissymétriques mais aussi des changements de conformations de la prothèse lorsque la pression varie.



*Figure 58 : Traitement des images*

## 5.6. Automatisation du dispositif

L'ensemble du dispositif est associé à un automate recueillant les informations des divers capteurs (état logique ou tension). Le programme automate développé est écrit sous UNITY PRO et permet d'assurer le fonctionnement du banc (en pilotant les pompes, l'électrovanne, l'axe linéaire...). L'IHM communique avec l'automate par réseau Ethernet permet d'interagir avec le dispositif et de le commander. L'IHM permet d'exporter les données (pressions) via un port USB. La programmation de l'IHM est réalisée avec l'outil logiciel VIJEO DESIGNER (Schneider Electric). Nous présentons en exemple quelques pages développées avec cet outil (Figure 59).

Le programme embarqué dans l'automate qui commande le dispositif contient plusieurs tâches. Nous présentons ci-dessous un inventaire de ces tâches confiées à l'API :

- Acquérir et régler les valeurs de pressions
- Gérer les mouvements
- Surveiller le niveau de fluide dans le réservoir
- Piloter le système de chauffage et acquérir la valeur de la température
- Acquérir les valeurs de la force, de la vitesse et du déplacement
- Communication et sécurité

L'opérateur peut utiliser l'IHM pour donner les consignes à l'API (valeurs de pression, température, force, vitesse...) et contrôler à distance la mise en marche ou l'arrêt des essais. Un exemple des pages de programmation sur VIJEO DESIGNER (Schneider Electric) sera évoqué dans la partie Annexes III-2.

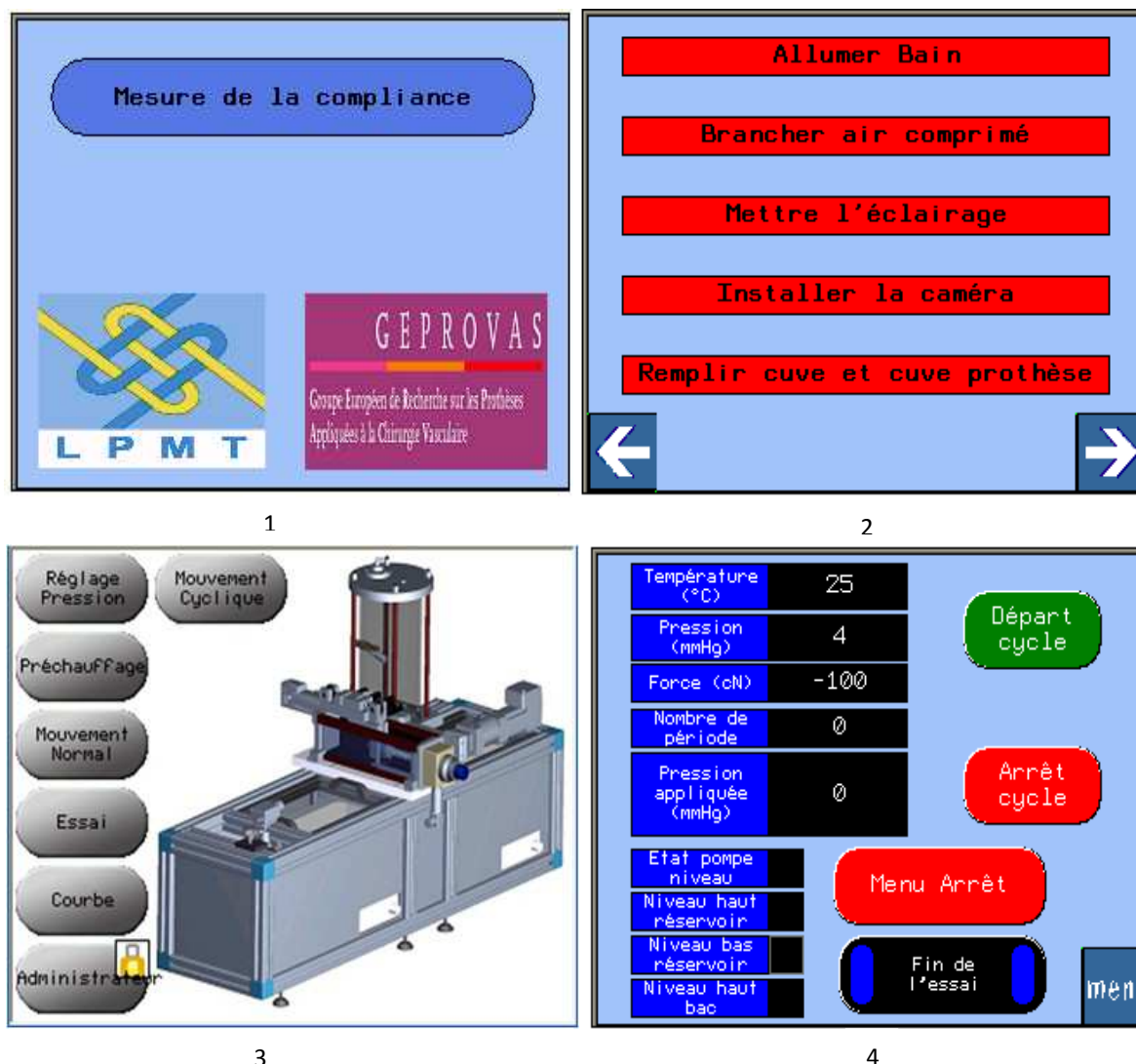


Figure 59 : Quelques écrans de commande : 1: page d'accueil, 2: page d'initialisation, 3: page de choix des fonctions, 4: Affichage des données

### 5.7. Supervision du banc

L'opérateur peut effectuer une supervision du dispositif en mode local ou à distance (Annexes III-3). Pour cela, deux modes de communication ont été mis en place : local via l'IHM et distant via un pc de bureau en installant le logiciel WEB GATE CLIENT (Schneider Electric) (Figure 60).

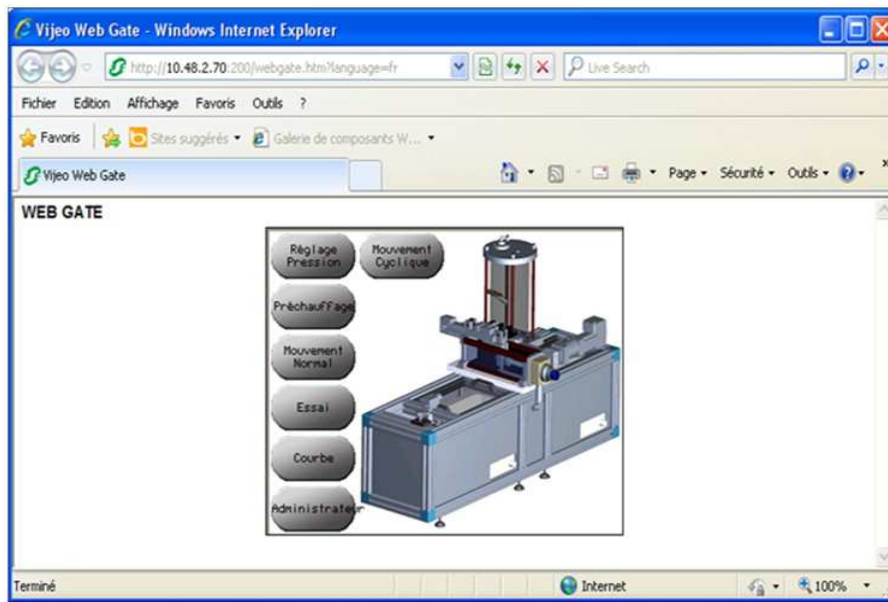


Figure 60 : Mode de communication à distance

## 5.8. Fluide de circulation

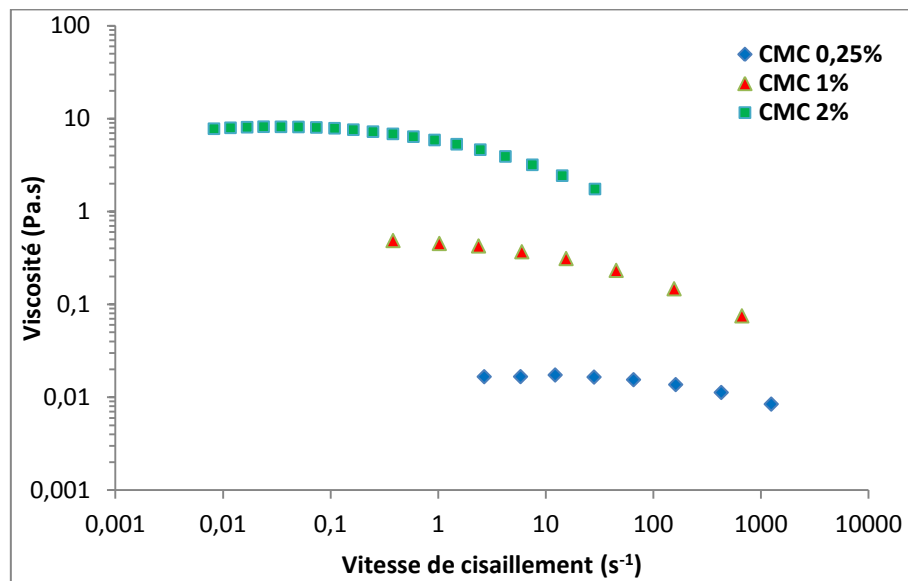
Le fluide de circulation utilisé dans notre banc de mesure est une solution aqueuse de carboxyméthylcellulose (CMC) qui est un dérivé de la cellulose naturelle, formé après sa réaction avec l'alkali et l'acide chloroacétique. La CMC purifiée est une substance granulaire blanche grisâtre, présentée en poudre non-toxique, inodore, biodégradable. Il ne favorise pas de réactions allergiques chez l'homme. Le CMC est très utilisé dans l'industrie textile, papetière, alimentaire et pharmaceutique [BAR.02, ROS.96]. Le choix de la solution de CMC est justifié par sa transparence, son faible coût et son comportement rhéologique [AZZ.10, BEN.08].

Le CMC utilisé est fourni par Alfa Aesar. La quantité de CMC est dissoute dans une eau déminéralisée et préchauffée à 50°C. Quelques gouttes de 2-propanol ont été ajoutées sur le CMC avant de le faire dissoudre dans l'eau pour éviter la formation des agrégats de CMC. Une agitation mécanique de 2 heures est maintenue permettant l'homogénéisation et favorisant la dispersion de CMC dans l'eau.

Pour choisir la solution aqueuse de CMC avec laquelle nous allons travailler, six solutions avec des concentrations différentes (0,25; 0,5 ; 1 ; 1,5 ; 2 et 3% w/w) ont été préparés. Nous avons sollicité différentes prothèses (enduites et non enduites) avec des pressions des différents fluides préparés. Le choix du fluide se fait de manière à privilégier le moins

visqueux mais qui ne traverse pas facilement la prothèse. Ces conditions sont remplies pour la solution aqueuse de concentration 1% en masse w/w.

Dans le but de déterminer les viscosités des quelques solutions préparées (avec des concentrations de 0,25; 1; et 2% w/w), des essais rhéologiques ont été réalisés sur un rhéomètre à contrainte imposé Rhéoscope1 (TermoHaake). Cet instrument est équipé de géométries cône-plan de 35 mm de diamètres. Afin de minimiser l'évaporation pendant les mesures, l'atmosphère autour de l'échantillon est saturée avec de l'eau.



*Figure 61 : Rhéogrammes des solutions aqueuses de CMC avec des concentrations de 0,25%, 1% et 2%*

La Figure 61 présente les rhéogrammes de la viscosité en fonction de la vitesse de cisaillement des solutions aqueuses de CMC, en coordonnées log-log. La viscosité augmente quand la concentration augmente. Cette augmentation est due à l'augmentation des interactions entre les molécules de CMC <sup>[EDA.01, GHA.97]</sup>. Il apparaît que les courbes présentent, à faible vitesse de cisaillement, un plateau Newtonien. Les valeurs des viscosités à cisaillement nul  $\eta_0$  pour les concentrations de 0,25; 1 et 2% sont respectivement : 0,015; 0,45 et 8 Pa.s.

## 6. Principe de la mesure de compliance

Le principe de la mesure consiste à soumettre une prothèse, à bout libre, à des pressions croissantes (de 0 à 240 mmHg) correspondant à la pression physiologique qui s'exerce sur la paroi de l'artère durant le cycle cardiaque et d'analyser les évolutions de ses dimensions à l'aide des techniques d'imagerie. A chaque valeur de pression, on analyse 4 positions de

l'échantillon ce qui correspond à 4 angles de rotation (0°, 90°, 180°, 270°); ainsi nous avons une bonne idée de la forme de la section des prothèses. Cette information est importante car les prothèses ont rarement une section parfaitement circulaire. Si l'on constate des variations importantes de la forme des sections, nous pouvons augmenter sans limite le nombre de prises de vues angulaires. A chaque position donnée, on exécute deux acquisitions à l'aide d'une caméra vidéo. Nous obtenons par traitement de ces images les dimensions et les déformations subies par les prothèses lors des tests faisant varier la pression. Chaque type de prothèse est mesuré sur 5 échantillons pour avoir une bonne vision de la compliance moyenne et de la dispersion de cette compliance.

La compliance représente la faculté de distension d'une structure déterminée exprimée par le rapport entre le volume de réservoir et la pression du liquide ou de l'air qu'elle contient. Ainsi, la compliance artérielle varie en permanence en fonction de la pression intravasculaire [CON.02, MEG.83]. Elle représente la capacité d'une structure prothétique à augmenter de volume pour amortir l'impulsion cardiaque.

On peut définir une compliance radiale, une compliance longitudinale et une compliance en volume. Donc cette compliance ( $C_X$ ) est exprimée par le pourcentage du changement des dimensions de la prothèse (relative à ses dimensions à 30 mm Hg) rapporté à la variation de la pression ( $\Delta P = P - 30$ ) du liquide éjecté [CHU.10]. L'expression de la compliance (radiale  $C_R$ , longitudinale  $C_L$  et en volume  $C_V$ ) est la suivante:

$$C_X (\% \text{ changement par mmHg}) = 100 \times \frac{\Delta X}{X_{30} \times \Delta P} \quad (\text{III-2})$$

$X = D$  (diamètre externe moyen en mm),  $L$  (longueur en mm) ou  $V$  (volume en  $\text{mm}^3$ ,  $V = \pi \times R^2 \times L$ ) et  $\Delta X$  est le changement en dimensions ( $\Delta X (\text{mm}^3) = X_p - X_{30}$ , où  $X_p$  est la grandeur de dimension à une pression  $P$  et  $X_{30}$  est la grandeur de dimension initiale à la pression de référence 30 mmHg).

## 7. Protocole du vieillissement accéléré

Le dispositif de mesure de la compliance est utilisé aussi pour tester hydrodynamiquement les prothèses. Ce banc de simulation hydrodynamique a permis d'étudier le vieillissement accéléré des prothèses artérielles dans des conditions in-vitro réalistes.

Le protocole de vieillissement que nous avons adapté nous a conduits à soumettre une prothèse à différents cycles de l'onde de pression. L'objectif est de quantifier l'évolution des



propriétés mécaniques et physico-chimiques des prothèses testées en fonction de la durée de vieillissement.

Le dispositif de mesure de compliance est utilisé comme banc de simulation hydrodynamique des prothèses pour l'étude du vieillissement accéléré. On soumet un segment de prothèse à une pression cyclique d'un fluide à température variable suivant une fréquence allant de 60 à plusieurs centaines de battements par minute (correspondant à une plage de variation de la pression artérielle choisie préalablement) couplée à des sollicitations mécaniques et thermiques.

Le protocole de mesure adopté est le suivant : une fréquence de 120 battements par minute, une plage de variation de pression entre 130 et 200 mmHg, une température de 40°C et une prétension longitudinale de 40 cN. Cet essai du vieillissement accéléré a été effectué sur une prothèse vasculaire en PET (PC20) tricotée non enduite de 20 mm de diamètre. Nous avons opté pour une étude comparative : la même prothèse est sollicitée sur le banc avec des durées de simulation croissantes. Une certaine longueur de prothèse a été retirée à intervalles prédéfinis. Les échantillons ont été sollicités pour les durées réelles suivantes : 4 jours, 8 jours et 15 jours. Un échantillon de cette prothèse ne sera pas placé sur le banc et servira de témoin.

## **8. Conclusion**

Dans ce chapitre, nous avons dans un premier temps passé en revue les bancs de tests existants permettant l'étude de la compliance et du vieillissement accéléré des prothèses artérielles. Ensuite, la procédure de mesure de la compliance préconisée par la norme ISO/FDIS 7198 <sup>[ISO.98]</sup> a été exposée. Dans une deuxième partie, nous avons décrit les objectifs ainsi que l'intérêt et l'originalité de notre approche de mesure. Puis, nous avons détaillé le dispositif expérimental développé au sein de notre laboratoire. Nous avons fini par expliquer le principe de la mesure de la compliance statique et pulsée ainsi que le protocole du vieillissement accéléré.

Ce banc de test apparaît comme un outil fondamental pour le dimensionnement des prothèses vasculaires de moyen et gros diamètres.

## **Chapitre IV**

# **Etude de la compliance des prothèses artérielles**

## 1. Introduction

La deuxième cause de complication entraînant une réintervention résulte d'un faux anévrisme anastomotique qui se forme souvent suite à une différence de compliance entre l'artère de l'hôte et la prothèse artérielle implantée. D'où l'intérêt de mettre en place un dispositif expérimental permettant de mesurer la compliance des prothèses vasculaires.

La compliance représente la capacité d'une structure prothétique à augmenter de volume pour amortir l'impulsion cardiaque. Néanmoins, cette variation du volume résulte à la fois d'une dilatation radiale et d'un allongement longitudinal. Les trois modes de compliance (radiale, longitudinale, en volume) ont été étudiés afin de présenter une étude globale sur le comportement élastique des prothèses artérielles.

A cause de la nature poreuse de la prothèse, la plupart des travaux cités dans la littérature exige d'introduire une membrane de caoutchouc souple et fine à l'intérieur de celle-ci. Notre banc de mesure constitue un outil original pour la mesure de la compliance statique et dynamique grâce à une pression fluide sans ajout d'une membrane perturbant les mesures, contrairement aux essais pratiqués de façon standard par tous les dispositifs actuels.

Il est clair qu'une étude plus fine des comportements se rapprochant d'avantage de l'environnement des prothèses in vivo doit intégrer le critère température et le critère temps. Le dispositif de mise sous tension des prothèses dans l'axe de celle-ci permet de situer le véritable comportement des prothèses dans des situations qui peuvent être vues comme limites. Le développement des analyses géométriques et mécaniques en lien avec la compliance devrait permettre pour cet aspect, de mieux maîtriser le processus de fabrication.

Dans ce chapitre, nous présenterons l'étude de la compliance statique et dynamique de quelques prothèses artérielles. Nous nous intéressons en particulier à l'impact de la présence de la membrane sur les résultats de compliance. Par la suite, nous déterminerons le comportement mécanique des prothèses en tractions circonférentielle et longitudinale. L'étude de la compliance en régime pulsée sera également présentée. Ensuite, nous analyserons le comportement des prothèses dans des conditions extrêmes (couplage de la mise sous pression et la mise sous tension mécanique). Nous terminerons par évaluer l'influence des caractéristiques de la prothèse sur le comportement en compliance. Pour mieux mener cette étude, une analyse des prothèses à tester s'avèrera nécessaire. Nous commencerons tout d'abord par apporter des informations sur les caractéristiques des prothèses utilisées.

## 2. Caractérisation des prothèses utilisées

Dans cette partie, nous allons présenter les caractéristiques des trois prothèses utilisées pour la mesure de la compliance statique et dynamique, les essais de tractions circonférentielle et longitudinale ainsi que l'analyse du comportement dans des conditions extrêmes. D'autres prothèses qui ont été testées pour déterminer l'influence de leurs caractéristiques sur le comportement de compliance seront présentées dans la dernière section du chapitre.

Les prothèses utilisées dans la première partie de ce chapitre sont des structures tricotées enduites en collagène qui sont différentes par l'épaisseur de la paroi textile ou la nature du cosselage. Ces prothèses sont en polyéthylène téréphtalate (PET). La définition du diamètre de la prothèse n'est pas évidente. En effet, on peut définir les diamètres externes min, max et moyen résultant de la moyenne arithmétique des deux premiers diamètres (Figure 62a). Nous adopterons la notion du diamètre extérieur moyen pour présenter nos résultats. Le cosselage est caractérisé (Figure 62b) par les deux paramètres suivants : l'amplitude exprimée par la distance entre le fond des vallées et le haut des crêtes et le pas mesurant la distance séparant deux vallées ou crêtes consécutives.



Figure 62 : Caractéristiques géométriques des prothèses : (a) diamètre externe, (b) cosselage

Les propriétés des prothèses utilisées de 8 mm de diamètre sont regroupées dans le tableau suivant :

Tableau 2 : Caractéristiques des échantillons

Prothèse	PF1	PN1	PN2
<b>Epaisseur (mm)</b>	0,32± 0,04	0,7± 0,05	0,9± 0,06
<b>Géométrie du cosselage</b>	hélicoïdale	hélicoïdale	circulaire
<b>Taux d'emport (%)</b>	60,33± 0,87	35,56± 0,57	40,84± 0,47
<b>Perméabilité à l'eau à 120mmHg (ml/cm<sup>2</sup>/min)</b>	<5	<5	<10

Valeurs : moyenne ± écart type

La prothèse PF1 possède la paroi textile la plus fine (0,32mm) ce qui lui confère une parfaite souplesse et flexibilité. Mais par contre, elle possède un taux d'emport supérieur à

celui des prothèses PN1 et PN2. La prothèse PN2 présente un cosseage différent de celui des prothèses PF1 et PN1.

Afin d'identifier la nature de l'enduction de nos prothèses, on a procédé à l'analyse des spectres ATR infrarouge (Figure 63) des échantillons enduits et des échantillons après élimination du collagène. Cette technique de spectroscopie infrarouge ATR nous a assuré d'une part que les prothèses ont la même composition chimique d'enduction et d'autre part que le traitement d'élimination d'enduction a été bien mené.

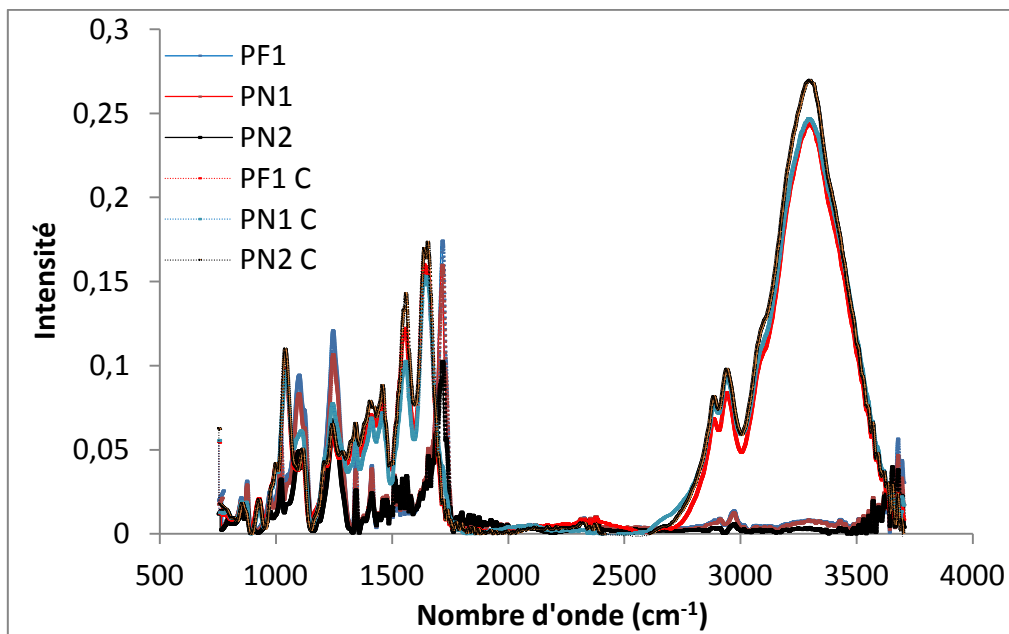


Figure 63 : Spectre infrarouge ATR des prothèses (P : prothèse sans enduction, P C : prothèse avec enduction).

### 3. Etude de la compliance statique

Les essais sont effectués sur trois prothèses (caractérisées dans le paragraphe précédent) à bouts libres. Les travaux cités dans la littérature indiquent que les essais sont effectués sur des prothèses avec membranes. Dans ce présent travail, nous avons fait nos tests sur des échantillons avec et sans membrane pour déterminer l'impact de la membrane sur le comportement mécanique des prothèses et après nous nous sommes intéressé uniquement au cas sans membrane qui simule l'implantation des prothèses cliniquement. Car avant d'être recolonisées par les tissus conjonctifs humains les prothèses voient leur enduction de collagène disparaître sur une période de 2 à 6 semaines. Pour les tests avec membrane, un tube en élasthane étanche de faible module d'Young de 10 mm de diamètre est inséré dans le conduit de la prothèse fibreuse à tester.

Les trois modes de compliance (radiale, longitudinale, en volume) ont été étudiés afin de présenter une étude globale sur le comportement élastique des prothèses artérielles.

### 3.1. Résultats pour la membrane seule

La figure 64 ci-dessous illustre le pourcentage de variation du diamètre de la membrane en fonction de la pression exercée. Ce diamètre semble suivre une loi exponentielle selon l'équation IV-1. En effet, à partir d'une valeur de 120 mmHg, le diamètre de la membrane croît de manière importante. Le comportement mécanique de la membrane a révélé que ce tube mince en élasthane a notamment un faible module d'Young ( $E = 0,6 \text{ MPa}$ ) et une déformation relativement importante par rapport à d'autres matériaux.

$$R_p = R_0 e^{(P \times R_0 / 2 \times \pi \times e \times E)} \quad \text{IV-1}$$

Avec  $e$  épaisseur de la membrane,  $R_0$  et  $R_p$  représentent relativement les rayons de la membrane de référence à une pression  $P$ .

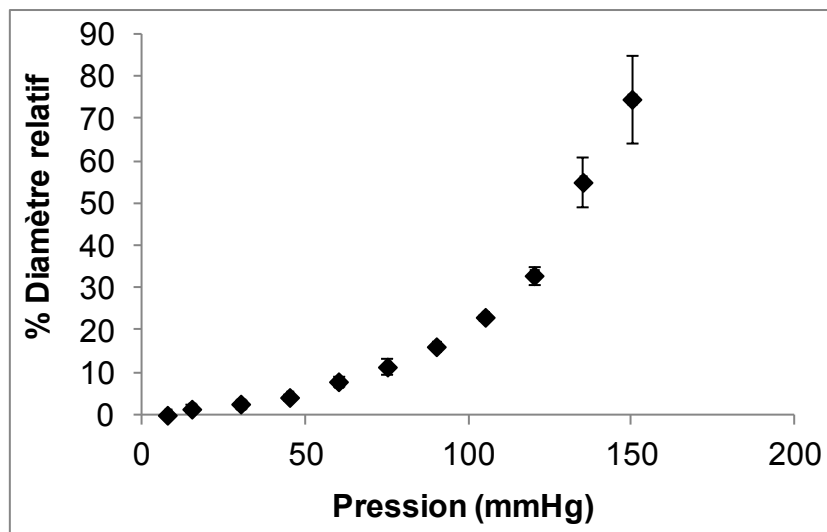


Figure 64 : Evolution du pourcentage de diamètre relatif de la membrane

Au delà d'une pression de 180 mmHg, nous remarquons que la déformation de la membrane est hétérogène et nous ne pourrions plus déterminer correctement le diamètre de la membrane sur toute la longueur de la membrane d'élastomère. Ce comportement s'apparente à la formation d'un anévrisme sur la membrane (Figure 65).

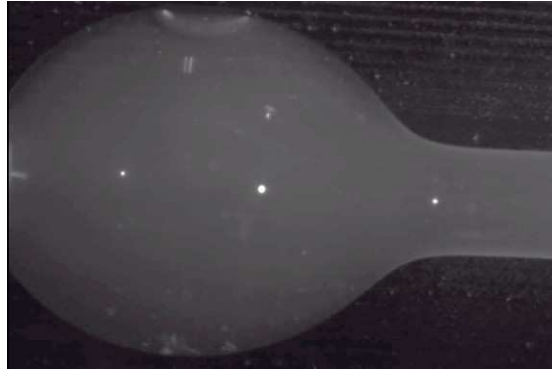


Figure 65 : Anévrisme sur une membrane d'élastomère soumise à une pression

### 3.2. Valeurs de compliance

Le tableau 3 regroupe les valeurs de compliances radiale, longitudinale et en volume pour les 3 prothèses testées avec et sans membrane.

Tableau 3 : Valeurs de compliance dans l'intervalle de pression de 30-240 mmHg

Prothèse	PF1	PF1 + M	PN1	PN1+M	PN2	PN2+M
<b>C<sub>R</sub> (% de changement par mmHg×10<sup>-2</sup>)</b>	3,6 ±0,3	4,8 ±0,1	1,6 ±0,2	3,7 ±0,1	1,1 ±0,1	3,2 ±0,2
<b>C<sub>L</sub> (% de changement par mmHg × 10<sup>-2</sup>)</b>	4,8 ±0,2	3 ±0,1	6,5 ±0,4	4,9 ±0,3	8,5 ±0,6	5,6 ±0,2
<b>C<sub>V</sub> (% de changement par mmHg × 10<sup>-2</sup>)</b>	12,9 ±0,6	13,7 ±0,1	10,2 ±0,6	13,4 ±0,1	11,2 ±0,4	13,1 ±0,3

*P, prothèse sans membrane, P+M, prothèse avec membrane, valeurs : moyenne ±écart type*

On remarque que les valeurs de compliance sont fortement influencées par la présence de la membrane. La prothèse PF1 est la plus compliant en diamètre tandis que la prothèse PN2 possède la compliance longitudinale la plus importante. Ces premiers résultats montrent que les prothèses sont bien moins compliantes qu'annoncé par les fabricants et présentent une compliance très éloignée des artères saines de l'hôte qui est de (8,0 (5,9)) (qui représente respectivement la moyenne (l'écart-type) et exprimée en % par mmHg x10<sup>-2</sup>) dans l'intervalle de pression 30-100 mmHg<sup>[TAI.00]</sup>.

### 3.3. Compliance radiale

La Figure 66 montre l'évolution du pourcentage du diamètre externe moyen relatif en fonction de la pression pour les trois prothèses avec et sans membranes. Il est clair qu'au début de ces courbes, les valeurs des diamètres pour les essais sans ou avec membranes sont très proches. Ainsi dans cette zone, la présence de la membrane n'a pas de grande influence sur l'essai. Ceci peut être expliqué par la relation de linéarité entre le diamètre de la membrane et la pression exercée. Par contre, pour des valeurs de pression supérieures à 120 mmHg, le pourcentage de changement du diamètre des prothèses avec membrane semble plus important que celles sans membrane. Pour ces valeurs de pressions la membrane exerce une pression importante non homogène sur la paroi prothétique déformant plus la prothèse avec membrane. Il est à signaler aussi que la différence de diamètre avec et sans membrane dépend énormément de l'épaisseur de la paroi de la prothèse en question.

Il semble que la prothèse PF1 est la plus compliant en diamètre alors que la prothèse PN2 est la moins compliant en diamètre. La prothèse PF1 voit surtout son diamètre moyen augmenter d'une valeur de 0,7 mm en variant la pression de 30 jusqu'au 240 mmHg. Malgré cette importante augmentation du diamètre de cette prothèse, elle reste peu compliant en la comparant avec l'artère saine de l'hôte dont le diamètre varie de 6,3 à 7,1 mm en passant d'une pression de 30 à 100 mmHg <sup>[TAL00]</sup>.

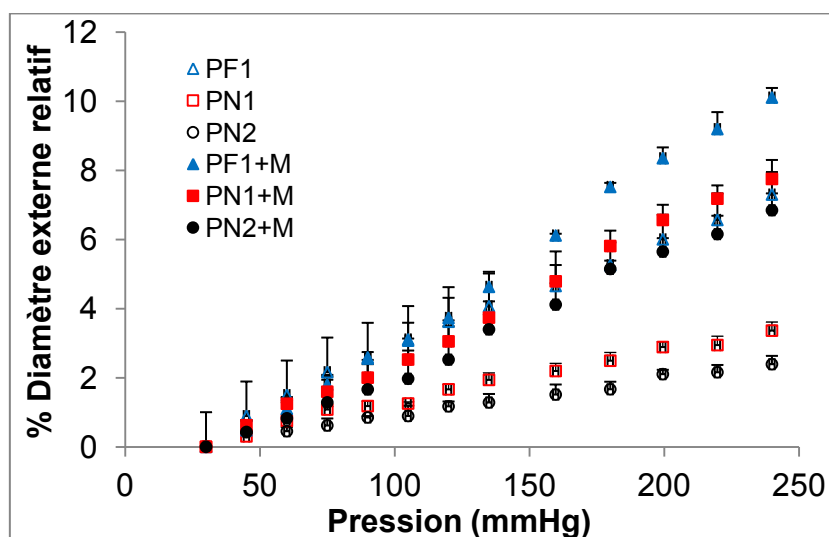
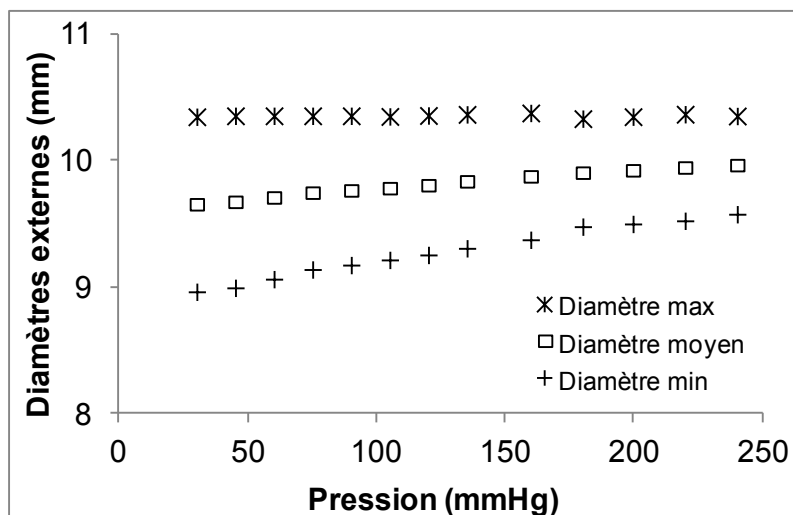


Figure 66 : Evolution du diamètre externe moyen relatif

Pour avoir plus d'informations sur la déformation radiale des prothèses en faisant varier la pression, l'évolution des diamètres externes de la prothèse PN1 en fonction de la pression est illustrée dans la Figure 67.





*Figure 67 : Evolution des diamètres externes de la prothèse PNI*

Comme le diamètre moyen représente la somme arithmétique moyenne du diamètre min et du diamètre max, l'augmentation du diamètre moyen de la prothèse est plus influencée par l'augmentation du diamètre min que celle du diamètre max. Cet effet est lié au mode de réalisation du cosselage qui comprime le diamètre initial de la prothèse pour obtenir les vallées, tout en mettant sous tension le diamètre initial pour obtenir les crêtes. Les vallées sont donc moins rigides structurellement et acceptent facilement une réorganisation. On remarque aussi que plus la valeur de la pression augmente, plus la différence entre diamètre max et min diminue se traduisant par un effacement du cosselage. Ces faits établissent que comme déjà expliqué le cosselage obtenu par compression des mailles textiles offre une faible résistance à la pression qui sous l'effet de cette pression se déplie. Ainsi il n'existe que très peu de variation du diamètre extérieur représentant le diamètre de fabrication.

La Figure 68 représente la variation du diamètre moyen en fonction de la pression pour les différentes positions de rotation de la prothèse (0°, 90°, 180°, 270°). Il est clair que la section de la prothèse n'est pas circulaire ainsi que la déformation. A des valeurs de pression relativement importantes, la prothèse tend à devenir cylindrique.

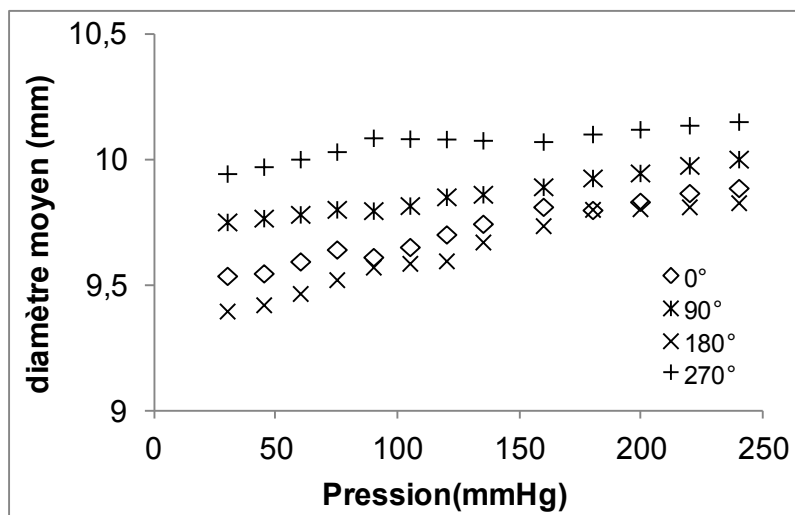


Figure 68 : Variation du diamètre moyen selon la position de la prothèse PN1

### 3.4. Compliance longitudinale

Sur la figure 69, l'évolution du pourcentage de longueur relative en fonction de la pression pour les trois prothèses avec et sans membranes est rapportée. Nous remarquons que la présence de la membrane empêche la prothèse de s'allonger dans le sens longitudinal.

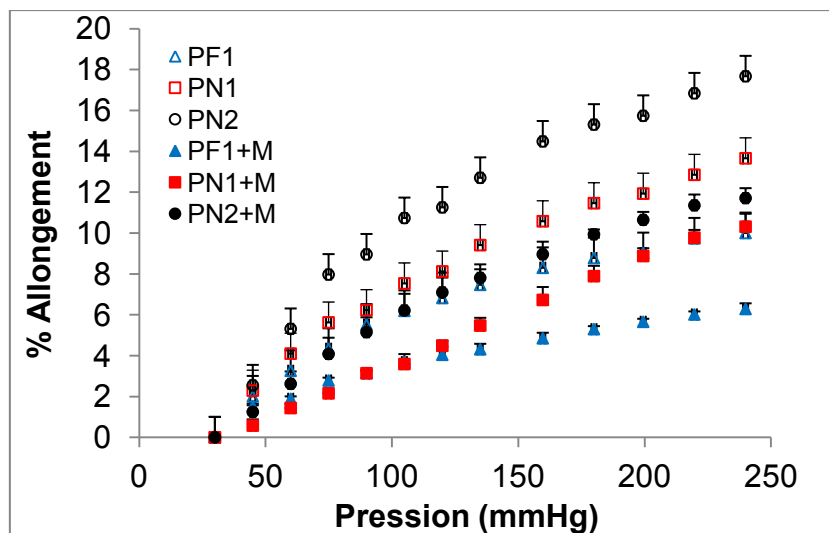


Figure 69 : Evolution de l'allongement relatif

Au début, la mise sous pression de la prothèse engendre un allongement plus ou moins rapide. A partir d'une certaine valeur de pression, l'allongement devient moins important qu'au début de la sollicitation. Cet allongement entraîne une augmentation du pas du cosselage et une diminution de l'amplitude sinusoïdale qui décrit ce dernier. Nous constatons que la prothèse PC s'allonge plus que les autres prothèses sous l'effet de l'onde de pression.

Même en augmentant la pression à des valeurs de 240 mmHg, les prothèses peuvent encore s'allonger. Ce qui explique que l'atténuation du cosselage n'est que partielle.

### 3.5. Compliance en volume

La figure 70, ci-dessous illustre la variation du pourcentage de volume relatif en fonction de la pression exercée pour les trois prothèses avec et sans membranes. Les valeurs des volumes à des pressions inférieures à 140 mmHg sont plus importantes dans le cas des essais sans membrane que ceux avec membrane du fait du couplage prothèse-membrane.

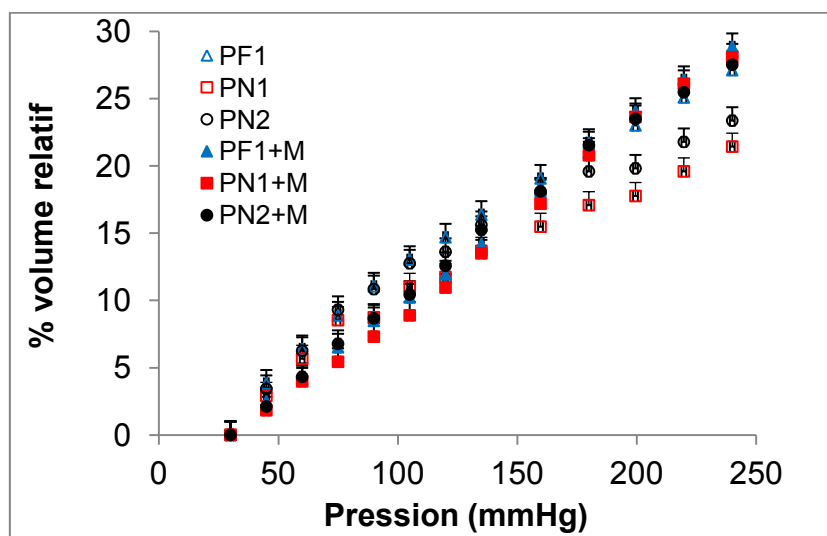


Figure 70 : Evolution du volume relatif

Ces tests de mesure de compliance en volume ont montré une légère différence entre les trois prothèses. La prothèse PF1 est légèrement plus compliant que les deux autres prothèses. En se référant aux Figures 66 et 69, nous constatons que la prothèse PF1 travaille plus en relatif, en diamètre qu'en longueur. Alors que l'augmentation en volume pour les prothèses PN1 et PN2 est dû plutôt à une augmentation d'allongement qu'à une évolution du diamètre. Ainsi, la relation entre les paramètres de fabrication des prothèses et les propriétés de compliance n'est pas linéaire et reste difficile à prédire [MOG.08, POU.87B].

### 3.6. Impact de la présence de la membrane

Pour évaluer l'impact de la présence de la membrane sur les résultats, une étude statistique basée sur l'analyse de la variance en utilisant le test one-way du logiciel Minitab® V.15 a été menée permettant de comparer les valeurs de compliance des 3 prothèses testées avec et sans membrane (tableau 4) dans deux intervalles de pression (30-135 mmHg et 30-240 mmHg).

**Tableau 4 : Analyse de la variance de la compliance (seuil de signification=0.05)**

Intervalle de pression (mmHg)	Compliance	PF1	PN1	PN2
30 – 135	C <sub>R</sub>	n.s.	s.	s.
	C <sub>L</sub>	s.	s.	s.
	C <sub>V</sub>	s.	n.s.	n.s.
30 - 240	C <sub>R</sub>	n.s.	s.	s.
	C <sub>L</sub>	s.	s.	s.
	C <sub>V</sub>	n.s.	s.	s.

s., significative, n.s., non significative

L'analyse de la variance a montré des différences significatives des valeurs de compliance avec et sans membrane. Nous remarquons surtout une très grande différence significative pour la compliance longitudinale pour les trois prothèses dans les deux plages de pression. Pour les prothèses PN1 et PN2, nous avons pu constater que la différence est plutôt significative sauf pour les valeurs de la compliance en volume dans l'intervalle de pression 30-135 mmHg. Tandis que pour la prothèse PF1, la présence de la membrane ne permet pas de perturber les mesures dans le cas de la compliance radiale.

### 3.7. Evolution de l'amplitude du cosselage

Un autre paramètre assez important pour caractériser les dimensions des prothèses est l'amplitude du cosselage (Figure 71). Il représente la distance entre le fond des vallées et le haut des crêtes. En augmentant la pression, la prothèse a tendance à s'allonger et se gonfler avec une augmentation de son diamètre min ce qui diminue l'amplitude du cosselage. Il est à signaler que même lorsque la prothèse est soumise à une pression de 240 mmHg, on n'a pas franchi encore la zone d'effacement du cosselage. Ce qui permet de conclure que le vieillissement des prothèses introduit un effacement du cosselage <sup>[DIE.03, WAN.01]</sup> alors que de fortes contraintes appliquées en statiques ne font que l'atténuer très partiellement.

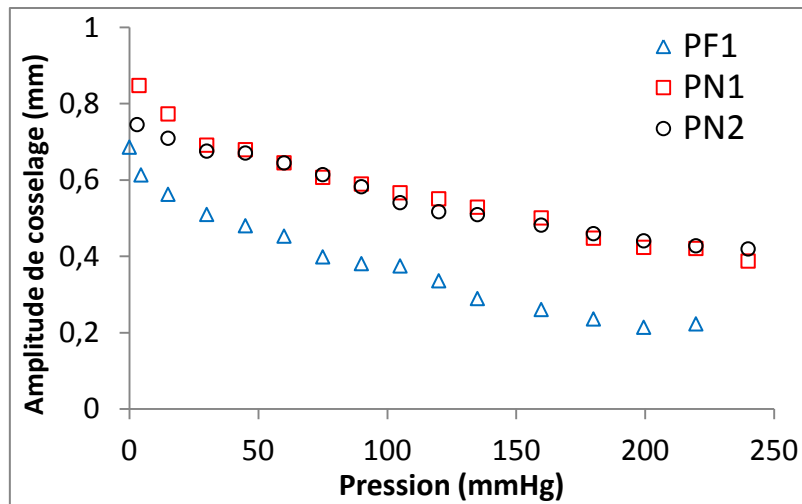


Figure 71 : Evolution de l'amplitude de cosselage

### 3.8. Conclusion

Dans cette partie, nous avons pu mettre au point une technique permettant de mesurer la compliance statique des prothèses vasculaires grâce à une pression fluide sans ajout de membrane étanche perturbant les mesures, contrairement aux essais pratiqués sur toutes les prothèses actuellement.

Il est important de s'intéresser aux trois modes de compliance. Ceci a permis d'approuver que lorsque la prothèse est sous pression, elle s'allonge dans le sens longitudinal et se dilate dans le sens pariétal en même temps. Nous avons constaté aussi que la compliance longitudinale est plus importante que la compliance radiale. Ceci s'explique par la présence du cosselage qui favorise l'allongement des prothèses.

Les résultats montrent que les prothèses sont bien moins compliantes qu'annoncé et présentent une compliance très éloignée des artères saines de l'hôte. Il a été démontré que l'utilisation d'une membrane d'élasthanne qui, bien que n'étant pas mécaniquement très rigide, introduit des couplages entre la structure textile et cette membrane. Il s'en suit une inhomogénéité des propriétés le long de la prothèse et un comportement élastique modifié.

### 4. Compatibilité entre les tests de compliance et les essais dynamométriques

Dans cette partie, nous nous intéressons aux essais dynamométriques effectués sur les trois prothèses (déjà testées en compliance) de 8 mm de diamètre. L'objectif de ces tests est d'une part déterminer le comportement mécanique en tractions circonférentielle et longitudinale et d'autre part de voir s'il y a une compatibilité entre ces tests et les essais de mesure de la compliance.

Avant de présenter les résultats de ces essais, vérifions que nous pouvons adopter une approche d'élasticité linéaire pour les prothèses artérielles. Les calculs montrent qu'une prothèse de 8 mm de diamètre est sollicitée dans des conditions extrêmes proches de 1 N/cm dans le sens radial et de 0,5 N/cm dans le sens longitudinal. Sur une courbe contrainte-déformation classique, cela représente une contrainte extrêmement faible au regard des performances initiales des prothèses. Assimiler cette zone à un comportement élastique linéaire n'est donc pas trop erroné. Cela est d'autant plus vrai que la recolonisation des prothèses artérielles bloque la structure sous tension<sup>[DUR.01]</sup>.

#### 4.1. Comportement en traction circonférentielle

L'essai de traction circonférentielle (Figure 72a) montre que les courbes pour les prothèses PF1 et PN2 ont une forme de sigmoïde. Cependant, la prothèse PN1 possède une allure de courbe en forme de J. Cette forme traduit le fait que la structure se réarrange sous la contrainte et masque le comportement sigmoïdal des fibres<sup>[LEE.86]</sup>. Ainsi, la présence de l'enduction peut aussi influencer le comportement mécanique des prothèses.

Généralement, les études citées en littérature s'intéressent aux paramètres de rupture tels que la force et l'allongement à la rupture<sup>[HAS.79, LEE.86]</sup>. Or réellement dans le corps humain, la prothèse subit des contraintes relativement faibles correspondant aux sollicitations de la pression artérielle. Alors, il serait judicieux de juger le comportement des prothèses juste au début de l'essai en traction circonférentielle qui représente la zone du travail de la prothèse<sup>[DUR.01]</sup>. Dans cette zone, il est clair que la prothèse PF1 se dilate de façon plus importante que les autres prothèses (Figure 72b). Cette constatation confirme les résultats de compliance trouvés précédemment montrant que cette prothèse est la plus compliant en diamètre.

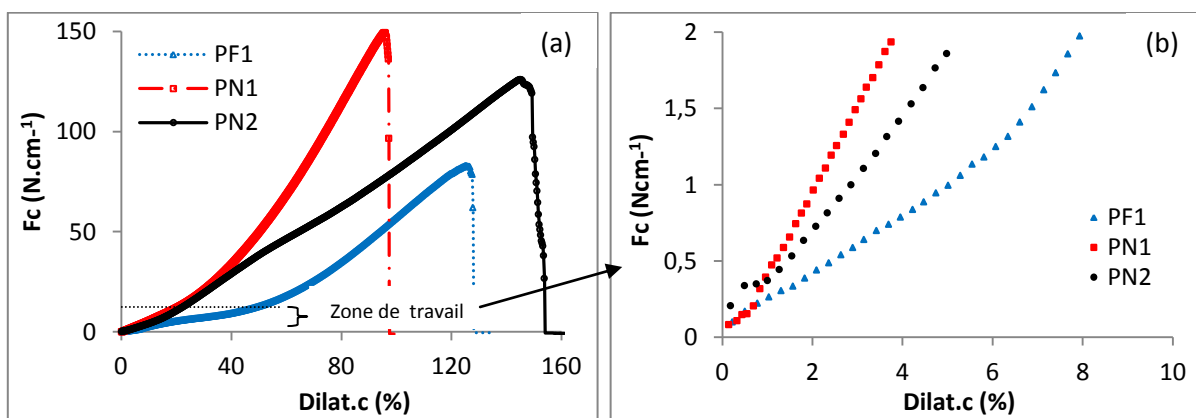


Figure 72 : Traction circonférentielle : (a) test complet (b) Zone de travail de la prothèse

## 4.2. Comportement en traction longitudinale

Comme pour la traction circonférentielle, les allures du début du diagramme de la traction longitudinale diffèrent pour les trois prothèses testées (Figure 73). Pour une contrainte donnée, la prothèse PN2 s'allonge plus que les autres prothèses. Ceci est en parfait accord avec les résultats de la compliance longitudinale prouvant que cette prothèse est la plus déformable dans le sens longitudinal.

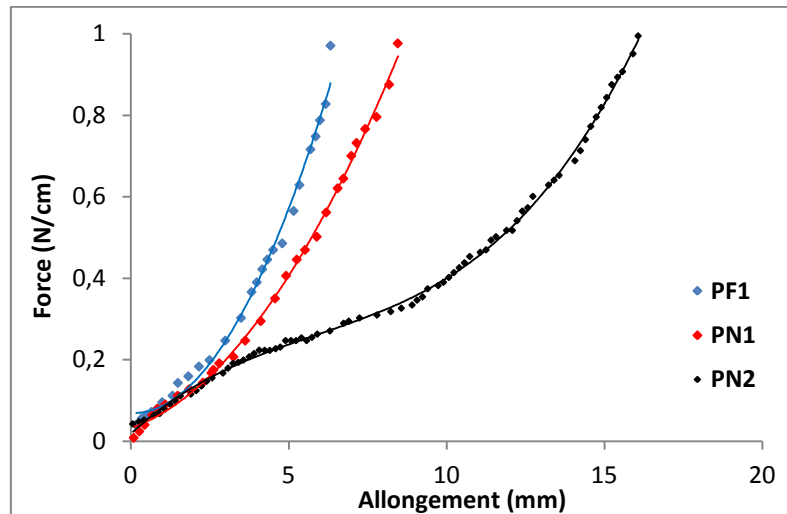


Figure 73 : Début du rhéogramme de traction longitudinale

## 4.3. Conclusion

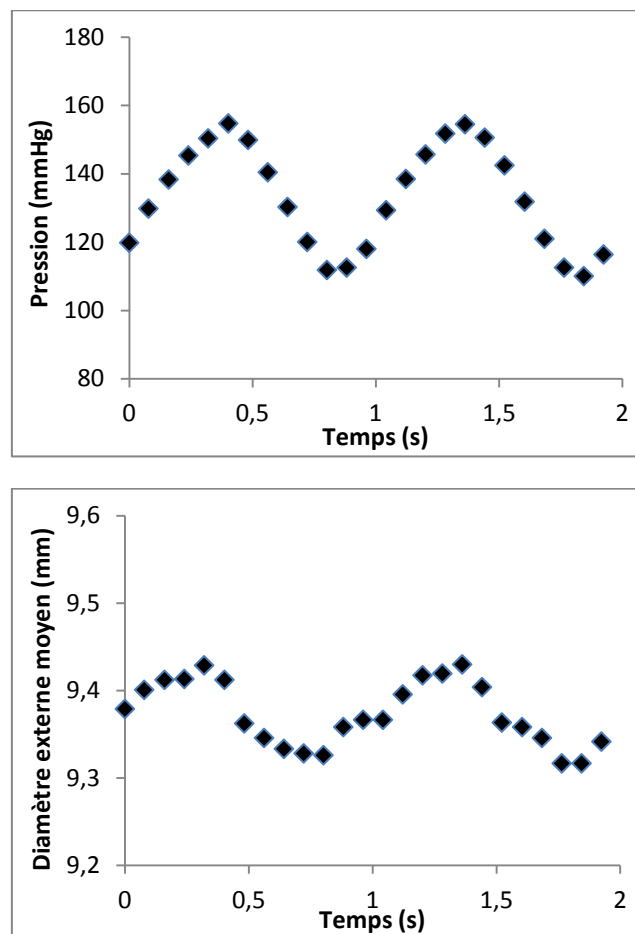
Les essais mécaniques de traction circonférentielle et traction longitudinale ont permis d'une part de révéler le comportement dynamométrique des prothèses et d'autre part de valider en première approche les résultats de compliance.

La remarque que nous pourrions formuler quant à la mise en œuvre des tests mécaniques de tractions circonférentielle et longitudinale, concerne l'aspect unidirectionnel des sollicitations et l'absence de prise en considération des phénomènes de fatigue dans l'évaluation du comportement. Dans la réalité, les prothèses sont soumises après implantation à des efforts de pression qui sont multidirectionnelles et à caractère répétitif (régime pulsé) dont les répercussions ne peuvent être appréhendées par les procédures décrites dans les documents normatifs [ISO.98, LEM.01].

Ces tests mécaniques simulent très peu la réalité mais ils permettent d'avoir des analyses comparatives entre différentes prothèses.

## 5. Etude de la compliance en régime pulsé

Une prothèse (PN1) de 8 mm de diamètre a été sollicitée en flux pulsée à une température de 37°C. La fréquence était de 60 battements/min dans l'intervalle de pression 110-155 mmHg. L'objectif est de voir l'évolution du diamètre externe moyen de la prothèse au cours de deux battements (2 s) en passant d'une pression minimale à une pression maximale (et vice versa) (Figure 74). L'analyse des valeurs de pression a été réalisée à l'aide d'un oscilloscope numérique puisque l'affichage des valeurs de pression sur l'API se fait seulement une fois par seconde.



*Figure 74 : Evolution de la pression et du diamètre externe moyen au cours du temps*

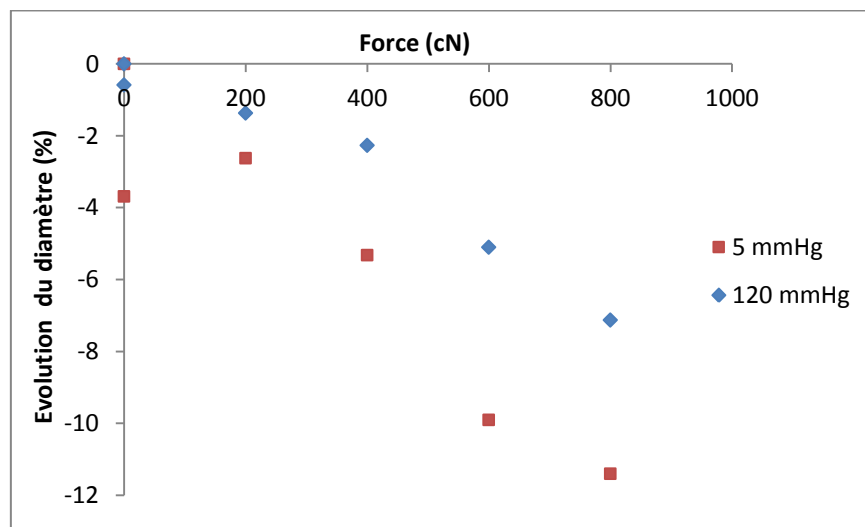
L'évolution du diamètre externe moyen au cours du temps semble suivre la variation de l'onde de pression pulsée. Nous remarquons que le diamètre passe de sa valeur minimale (environ 9,3 mm) à sa valeur maximale (environ 9,43 mm) lorsque la pression varie de 110 à 155 mmHg. Par contre, l'allure du diamètre semble être décalée par rapport à l'onde pulsée. Ceci est probablement lié à la compliance de la prothèse, dépendant de la structure et au



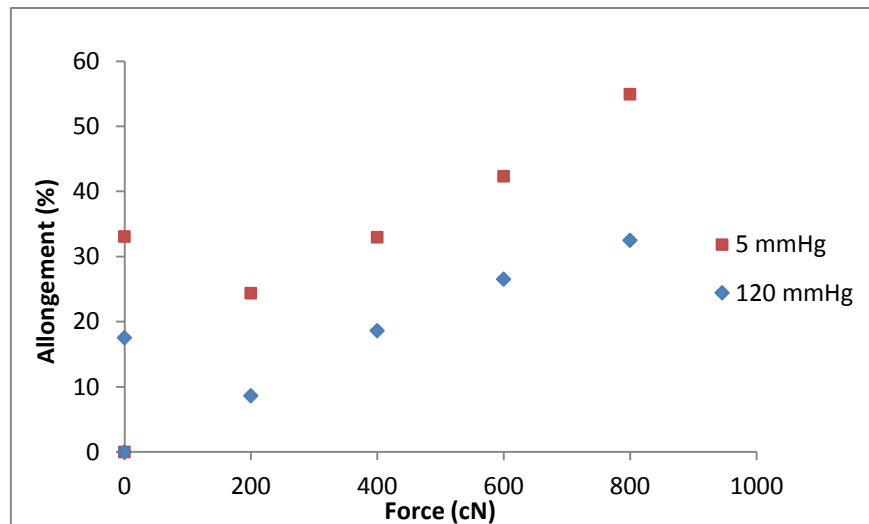
comportement viscoélastique du polymère. Ce même résultat a été vérifié par Chen et al en testant des prothèses de polyetheruréthane dans la plage de pression 50-200 mmHg [CHE.99].

## 6. Comportement des prothèses dans des conditions extrêmes

L'intérêt de cette analyse est de situer le véritable comportement des prothèses dans des situations qui peuvent être vues comme limites. Pour cela, une prothèse est soumise à la pression du fluide associée à une contrainte mécanique axiale. Cet essai est réalisé sur des prothèses tricotées enduites (PN1) de 8 mm du diamètre à une température de 37°C. Le principe du test est de maintenir la prothèse à une pression donnée (5 mmHg ou 120 mmHg) tout en la sollicitant à des efforts croissants (de 0 à 800 cN avec un pas de 200 cN puis un retour à 0 cN) et d'analyser la déformation de la prothèse dans le sens longitudinal et le sens transverse. La déformation de la prothèse sous pression après avoir éliminée la contrainte axiale (position de retour à 0 cN) est aussi étudiée afin de voir l'évolution du comportement de la prothèse suite à la mise sous tension. Les résultats de ces essais sont présentés en matière des pourcentages du changement du diamètre (Figure 75) et d'allongement (Figure 76).



*Figure 75 : Evolution du changement du diamètre de la prothèse soumise à une pression (de 5 ou 120 mmHg) en fonction de la contrainte axiale*



**Figure 76 : Allongement de la prothèse soumise à une pression (de 5 ou 120 mmHg) en fonction de la contrainte axiale**

Nous remarquons que le fait d'appliquer une contrainte mécanique dans l'axe de la prothèse induit un allongement et une réduction de son diamètre. La déformation de la prothèse est plus importante lorsque la prothèse est soumise à une pression faible (5 mmHg). La mise sous tension mécanique de la prothèse se traduit par une déformation plus importante dans le sens longitudinal que le sens radial. Ceci est parfaitement expliqué par la présence du cosselage.

En éliminant la composante mécanique, la prothèse perd sa configuration de départ. Des allongements résiduels de 33% à une pression de 5 mmHg et de 17% à une pression de 120 mmHg ont été observés. Aussi une réduction du diamètre de l'ordre de 4% à une pression de 5 mmHg est survenue. La mise sous une tension de 800 cN a modifié le comportement de la prothèse et a provoqué une déformation plastique de la structure macroscopique. La mémorisation de cette déformation peut affecter l'organisation des chaînes macromoléculaires et le comportement initial du matériau est profondément transformé. Il en résulte une diminution des valeurs de compliances radiale et longitudinale.

## 7. Influence des caractéristiques des prothèses sur la compliance

Dans cette partie, nous allons étudier l'influence des caractéristiques des prothèses sur leurs comportements en compliance radiale (CR) et longitudinale (CL) dans l'intervalle de pression 30-180 mmHg. Nous analyserons l'impact de la matière (Polyéthylène téréphtalate, Polytétrafluoréthylène expansé...), le diamètre de la prothèse, la structure (tricotée, tissée),

l'épaisseur de la paroi, la géométrie (circulaire ou hélicoïdale) et la densité du cosselage et la présence éventuelle d'une enduction.

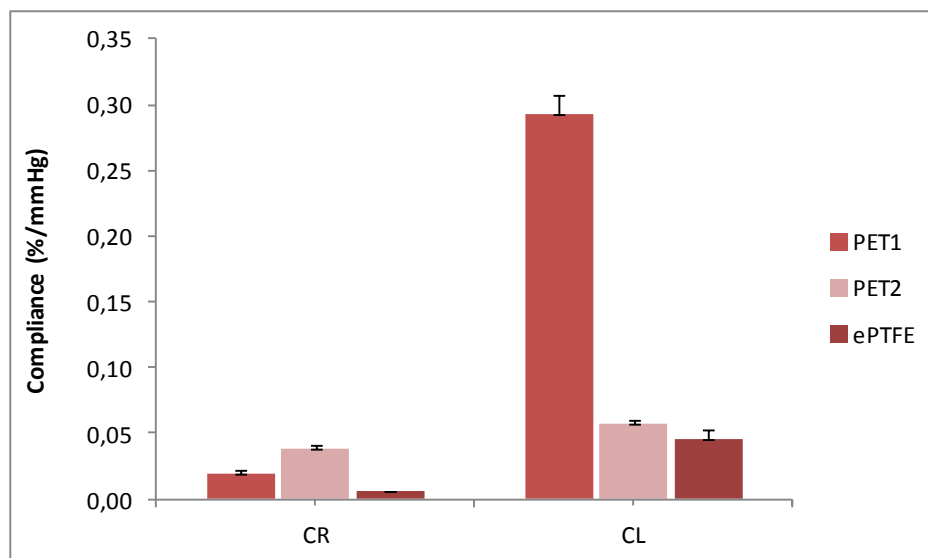
Nous commencerons tout d'abord par présenter les différentes prothèses utilisées (Tableau 5). Nous porterons des informations en termes de matière, diamètre, structure, géométrie du cosselage et présence ou pas d'une enduction.

**Tableau 5 : Caractéristiques des prothèses**

Prothèse	Matière	Diamètre (mm)	Structure	Cosselage	Enduction
ePTFE	ePTFE	8	extrudée	sans	non
PF1	PET	8	tricotée	hélicoïdal	oui
PN1	PET	8	tricotée	hélicoïdal	oui
PC TR NC	PET	8	tricotée	circulaire	non
PC TR C	PET	8	tricotée	circulaire	oui
PC TI NC	PET	8	tissée	circulaire	non
PC TI C	PET	8	tissée	circulaire	oui
PC 20	PET	20	tricotée	circulaire	non

### 7.1. Influence de la matière

La Figure 77 présente les valeurs de compliance radiale et longitudinale pour deux prothèses différentes en PET (PET1, PC TR NC et PET2, PF1) et une prothèse en ePTFE microporeux.



**Figure 77 : Influence de la matière sur les compliances radiale (CR) et longitudinale (CL)**

Nous remarquons que les prothèses en PET sont plus compliantes que celle en ePTFE surtout dans le sens longitudinal. En effet, la présence du cosselage pour les prothèses en PET (Figure 78) permet d'améliorer la compliance longitudinale de la prothèse et éviter les risques de plicature, d'écrasement et de torsion <sup>[POU.87]</sup>.

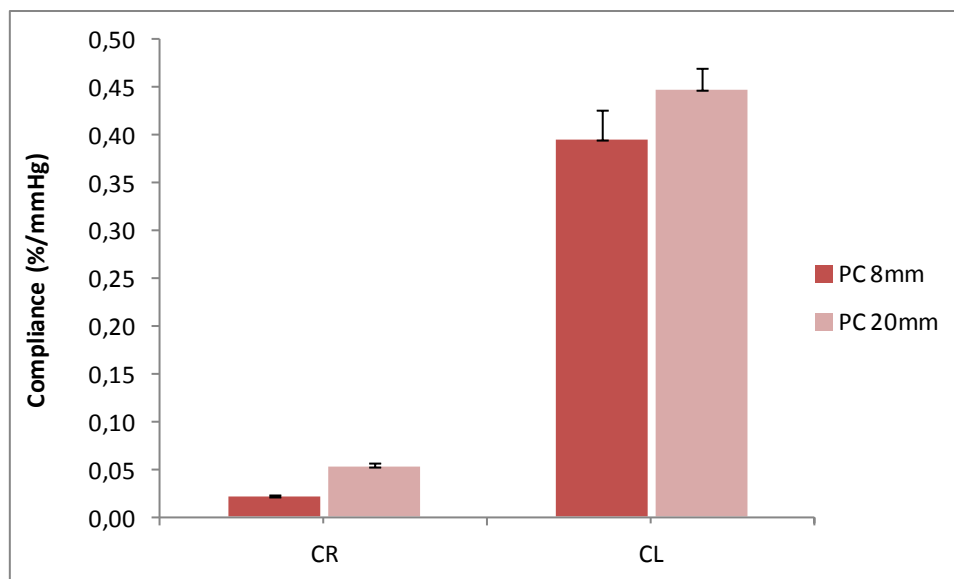


**Figure 78 : à gauche: Prothèse en PET (avec cosselage), à droite : Prothèse en ePTFE (sans cosselage)**

Le PET et le ePTFE sont de loin les matériaux synthétiques les plus utilisés en chirurgie vasculaire. Toutefois, le polyuréthane (PU) est un matériau prometteur pour sa flexibilité de mise en forme et ses caractéristiques mécaniques. Tai et al. <sup>[TAL.00]</sup> ont réussi à mettre au point un poly(carbonate)polyuréthane compliant (CPU) qui, bien qu'isotrope contrairement aux artères, possède des caractéristiques de compliance comparables aux vaisseaux artériels sains. En effet, les valeurs de compliance (représentées en moyenne (écart-type) et exprimées en % par mmHg  $\times 10^{-2}$  dans l'intervalle de pression 30-100 mmHg) du CPU (8,1(0,4)) sont proches de ceux de l'artère humaine (8,0(5,9)), contrairement à ceux du Dacron (1,8(1,2)) ou du ePTFE (1,2(0,3)). Bien que le PU possède des propriétés mécaniques proches de celles des artères natives, il n'est pas de façon générale très employé comme matériau de pontage, excepté pour l'hémodialyse, car un phénomène d'hydrolyse lui est souvent reproché.

## **7.2. Influence du diamètre**

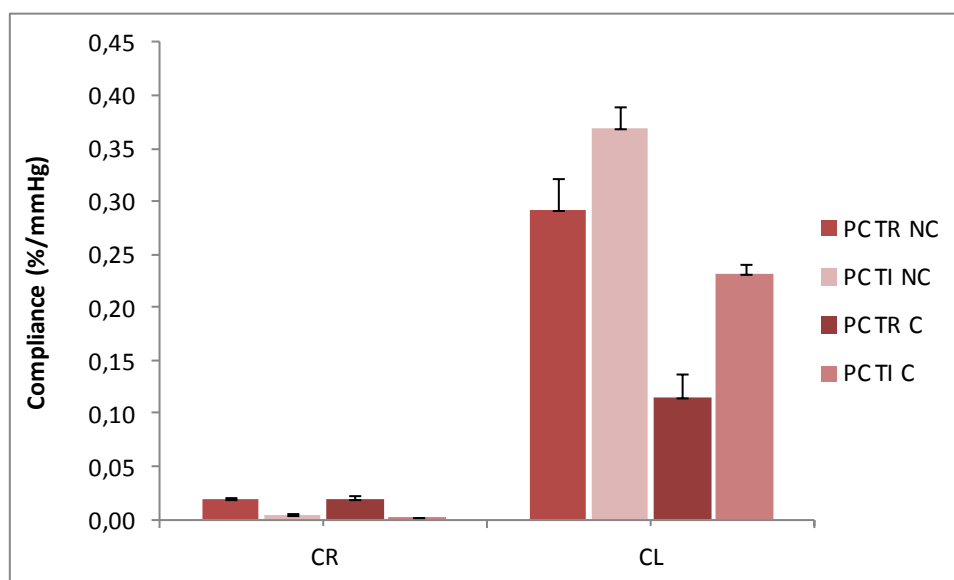
La différence de la compliance radiale et longitudinale en fonction du diamètre de la prothèse est reporté (Figure 79). Il est clair que les compliances radiale et longitudinale sont proportionnelles au diamètre de la prothèse. La capacité d'une prothèse à accumuler de l'énergie pendant la systole pour la restituer pendant la diastole est d'autant plus importante que son diamètre ou son volume est plus grand mais aussi parce que les contraintes sur les parois sont proportionnelles au diamètre.



*Figure 79 : Impact du diamètre de la prothèse sur la compliance*

### 7.3. Influence de la structure (tricotée ou tissée)

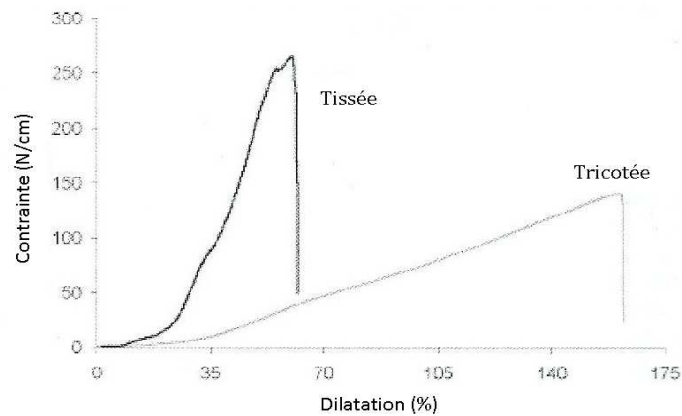
La Figure 80 illustre l'impact de la structure des prothèses (tissée ou tricotée) sur leurs propriétés de compliance radiale et longitudinale. Ces essais ont été effectués sur des prothèses enduites et non enduites de 8 mm de diamètre.



*Figure 80 : Evolution de la compliance des prothèses enduites (C) et non enduites (NC) en fonction de la structure textile*

Nous remarquons que les prothèses tricotées sont plus compliantes dans le sens radial que celles tissées. Ces résultats sont en accord avec la littérature <sup>[HAS.79, LEE.86]</sup>. Ceci est expliqué par le fait que les structures tricotées sont plus souples et se déforment plus que les structures

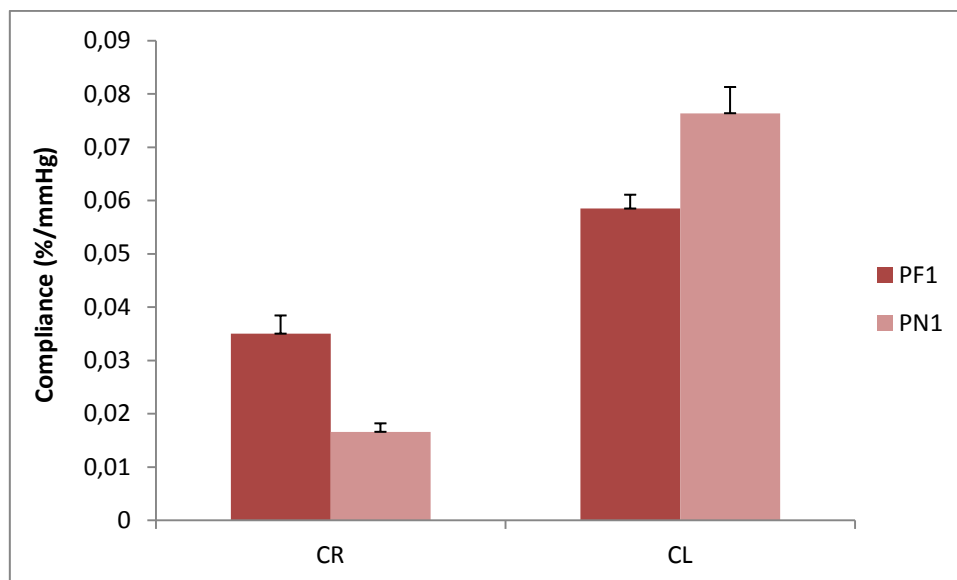
tissés pour une contrainte donnée mais elles sont moins performantes mécaniquement (Figure 81). Les prothèses tricotées sont beaucoup plus flexibles que les prothèses tissées, du fait de la forme particulière de la maille qui confère à la structure une mobilité plus importante.



*Figure 81 : Comportement en traction circonférentielle des prothèses tissées et tricotées*

#### 7.4. Influence de l'épaisseur de la paroi textile

La différence de la compliance radiale et longitudinale en fonction de l'épaisseur de la paroi textile des prothèses est reportée dans la Figure 82.



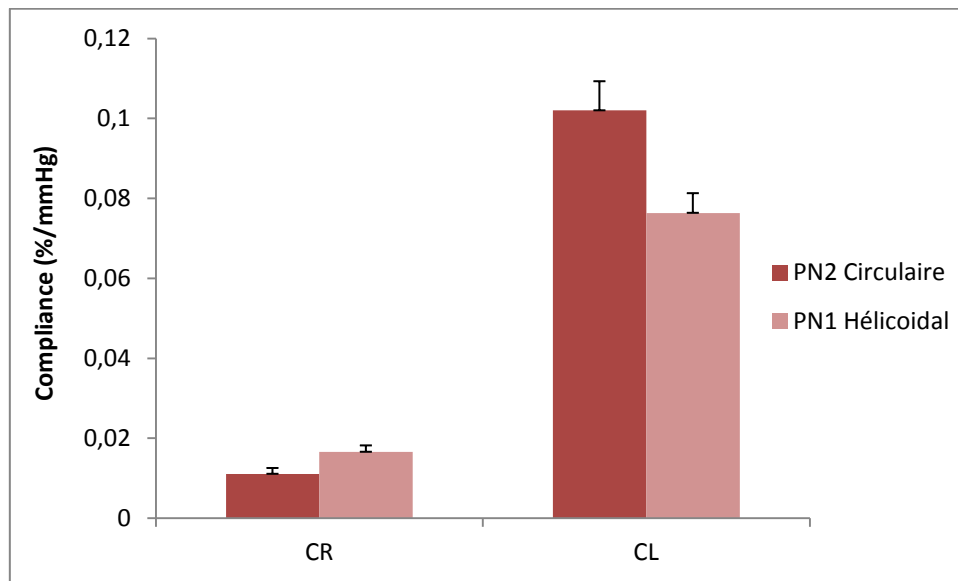
*Figure 82 : Compliance des prothèses en fonction de l'épaisseur de la paroi textile*

Nous constatons que la prothèse PF1 à paroi fine (0,32 mm) est plus compliant radialement que la prothèse PN1 à paroi moyenne (0,7 mm). La compliance radiale de la prothèse PF1 (0,038 % par mmHg) est supérieure à 2 fois celle de la prothèse PN1 (0,017 % par mmHg) dans l'intervalle de pression 30-180 mmHg. Ceci peut être expliqué par sa faible

épaisseur, ainsi sa paroi la plus fine rend cette prothèse plus extensible et présentant une faible résistance face aux forces de pression [CHE.99, INO.06].

### 7.5. Influence de la géométrie du cosselage

Le gaufrage (ou cosselage) est la forme en accordéon qu'on impose aux prothèses tissées ou tricotées. Deux géométries de cosselage peuvent être choisies : circulaire et hélicoïdale. Nous nous intéressons à l'impact de cette géométrie sur le comportement en compliance dans le sens longitudinal et le sens pariétal (Figure 83).



*Figure 83 : Impact de la géométrie du cosselage sur la compliance*

Nous constatons que la géométrie du cosselage n'a pas trop d'influence sur la compliance radiale. Par contre, il est clair que la prothèse possédant un cosselage hélicoïdal s'allonge plus que la prothèse avec cosselage circulaire sous l'effet de pression. Ceci s'explique par le fait que la prothèse à cosselage hélicoïdal est constituée d'une seule spire qui couple les contraintes longitudinales et radiales (Figure 84). Ces analyses nous permettent de conclure que la nature du cosselage influence la compliance longitudinale des prothèses.

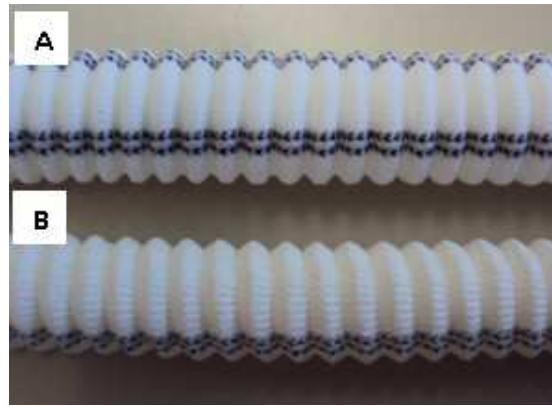


Figure 84 : Les deux géométries de cosselage : A, circulaire et B, hélicoïdale

## 7.6. Influence de l'enduction

La Figure 85 illustre l'impact de la présence d'une enduction en collagène sur les propriétés de compliance radiale et longitudinale pour des prothèses tricotées (PC TR) et tissées (PC TI).

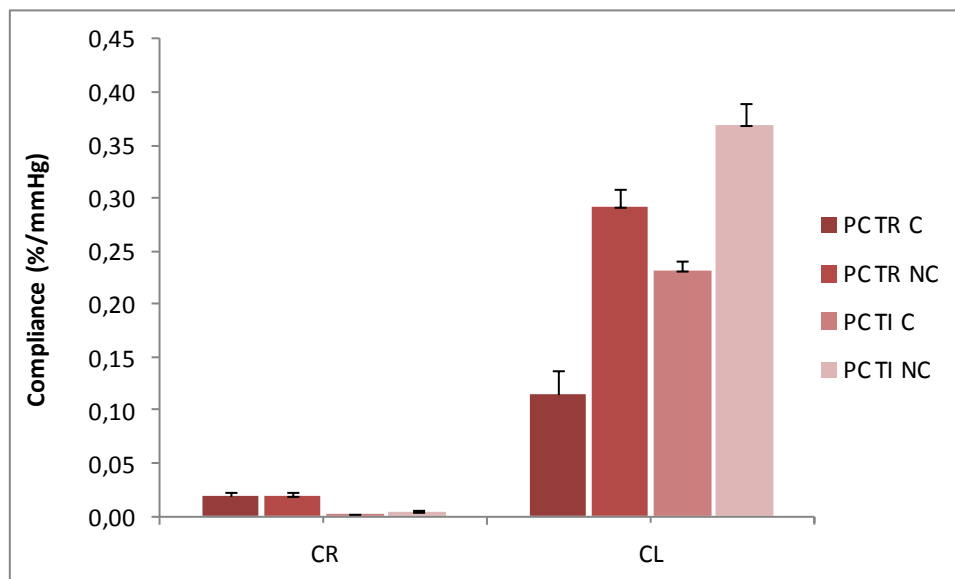


Figure 85 : Influence de la présence de l'enduction sur la compliance des prothèses de structures tricotée et tissée.

La présence d'une éventuelle enduction influence le comportement en compliance des prothèses artérielles. Cette influence est plus marquée pour la compliance longitudinale que pour la compliance radiale. Les prothèses textiles étant généralement des matériaux viscoélastiques. Soumises à de faibles contraintes, ces prothèses subissent une déformation élastique. Mais la présence d'une enduction en collagène qui est relativement rigide confère une certaine rigidité à la structure mais également un comportement visqueux de la paroi des



prothèses <sup>[POU.86]</sup>. Ceci est parfaitement visible sur la Figure 8 (chapitre I) lors de la comparaison entre le comportement longitudinal et transversal d'un même tissu biologique. Ce qui permet d'expliquer que la compliance des prothèses enduites (PC TR C et PC TI C) est moins importante que celle des prothèses non enduites (PC TR NC et PC TI NC). Cette différence est d'autant plus prononcée pour les prothèses tricotées (PC TR C et PC TR NC) que pour les prothèses tissées (PC TI C et PC TI NC).

## 8. Conclusion

Les trois modes de compliance (radiale, longitudinale, en volume) ont été approchées, ce qui nous a permis de présenter une étude globale sur le comportement élastique des prothèses artérielles. Il s'est avéré que la compliance longitudinale est plus importante que la compliance radiale.

Nous avons analysé dans un premier temps l'évolution de la prothèse à bout libre en fonction des pressions exercées. Au début, la mise sous pression de la prothèse engendrait une déformation (allongement dans le sens longitudinal et une dilatation dans le sens pariétal) rapide. A partir d'une certaine valeur de pression, la déformation devenait moins importante qu'au début de la sollicitation. Cette déformation entraînait une augmentation du pas du cosseage et une diminution de l'amplitude de la sinusoïdale qui décrit ce dernier.

Les résultats ont montré que les prothèses sont bien moins compliantes qu'annoncé par les fabricants et présentent une compliance très éloignée des artères saines de l'hôte. Nous avons mis en évidence que l'ajout d'une membrane même très souple, introduisait des couplages entre la structure prothétique et la membrane. Ce couplage engendrait une inhomogénéité des propriétés le long de la prothèse et un comportement élastique modifié.

L'analyse de la variance a souligné des différences significatives des valeurs de compliance avec et sans membrane pour les deux intervalles de pression de référence (30-135 mmHg et 30-240 mmHg). Nous remarquons surtout de très significatives différences pour la compliance longitudinale pour les prothèses testées (PF1, PN1 et PN2) dans les deux plages de pression.

Les essais mécaniques de traction circonférentielle et traction longitudinale quant à eux ont permis d'une part de révéler le comportement dynamométrique des prothèses et d'autre part de valider en première approche les résultats de compliance obtenus sur notre montage.

Les valeurs de compliance des prothèses testées sont influencées par plusieurs paramètres à savoir la matière (PET, ePTFE), le diamètre, la structure (tricotée, tissée), l'épaisseur de la paroi, la géométrie du cosselage s'il existe (circulaire ou hélicoïdale) et la présence éventuelle d'une enduction. Ainsi, le développement des analyses géométriques et mécaniques en lien avec la compliance devraient permettre une meilleure maîtrise du processus de fabrication.

Ce chapitre avait pour objectif de valider en première approche le montage que nous avons mis au point. Les résultats obtenus montrent que de nombreux développements sont nécessaires pour mieux corréler les comportements des prothèses aux performances attendues dans le but se rapprocher du comportement des artères saines.

## **Chapitre V**

# **Contribution à l'étude du vieillessement des prothèses artérielles**

## **1. Introduction**

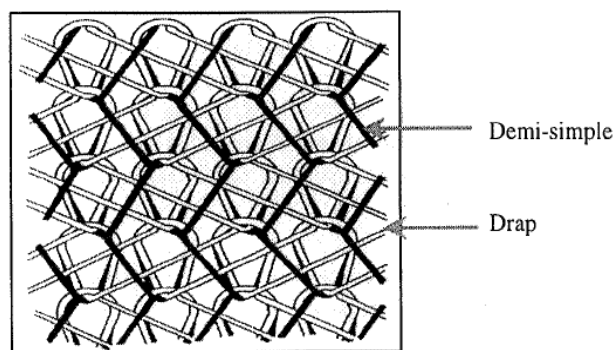
L'exploitation des propriétés et de la structure des prothèses artérielles ayant subi le vieillissement accéléré permet une meilleure compréhension des mécanismes de leur dégradation. La caractérisation revêt plusieurs aspects complémentaires : textile, mécanique et physico-chimique. Dans la pratique, les problèmes d'analyse pourront se poser à des degrés de difficulté très différents, allant de l'identification sommaire à l'étude d'un détail particulier de la microstructure du polymère. Nous pouvons définir trois échelles de caractérisation : une analyse macroscopique, une analyse mésoscopique et une analyse microscopique.

Dans ce chapitre, nous allons dans un premier temps analyser l'évolution de la structure textile des prothèses au cours du vieillissement. Des analyses macroscopiques de la contexture et de l'état de surface des fibres seront présentées. Par la suite, nous exposerons l'évolution des propriétés mécaniques au travers des essais de compliance sur les prothèses et des essais de traction sur les filaments extraits des prothèses. La dernière partie de ce chapitre sera consacrée aux investigations physico-chimiques des prothèses ayant subi le vieillissement accéléré. Nous nous intéresserons en particulier aux techniques de calorimétrie différentielle à balayage (DSC) et de la diffraction des rayons X (DRX). Pour mener à bien cette étude, une analyse des caractéristiques de la prothèse et un rappel du protocole du vieillissement seront présentés.

## **2. Caractéristiques de la prothèse utilisée**

L'essai de vieillissement accéléré a été effectué sur une prothèse vasculaire en PET (PC20) tricotée non enduite de 20 mm de diamètre. Le protocole de mesure adopté est le suivant : une fréquence de 120 battements par minute, une plage de variation de pression entre 130 et 200 mmHg, une température de 40°C et une prétension longitudinale de 40 cN.

L'analyse au microscope optique ou électronique et surtout le détricotage montrent que le liage de la prothèse PC20 est de type Indéforma (Figure 86). Ce liage est une combinaison d'un liage drap et d'un liage demi-simple.



**Figure 86 : Schéma de l'Indéforma : la ligne noire évolue en liage demi-simple et la ligne blanche en liage drap**

Le tableau 6 résume les différentes caractéristiques de la prothèse PC20 [WAN.01]. La prothèse est constituée de fils plats de 44 filaments évoluant en liage demi-simple. Un fil texturé de 88 filaments est également présent dans la prothèse. Il forme un drap au niveau de LF (Ligne de Fond) et LR (Ligne de Remaillage). Un troisième fil noir texturé de 44 filaments évolue en liage drap au niveau de LG (Ligne Guide). Tous ces fils ont une section circulaire.

**Tableau 6 : Caractéristiques de la prothèse PC20**

Prothèse PC20	Ligne de fond (LF)		Ligne guide (LG)	Ligne de remaillage (LR)	
	LF long drap	LF court demi- simple	LG long drap	LR court drap	LR court demi - simple
Type de filament	texturé	plat	texturé	texturé	plat
Section du filament	Circulaire	Circulaire	Circulaire	Circulaire	Circulaire
Nombre de filaments par fil	88	44	44	88	44
LFA pour 100 mailles (cm)	31,81±0,21	21,85±0,17	30,78	31,76	22,24±0,10
Titre du fil (decitex )	124,80± 0,20	65,07± 0,61	131,00± 1,96	122,20± 1,40	65,90± 1,27
Titre du filament (decitex)	1,42	1,48	2,98	1,39	1,50
Diamètre du filament (µm)	9,29± 0,75	9,51± 0,41	13,31± 0,98	9,16± 0,88	9,15± 0,54
Nombre de colonnes $C_C$ (cm <sup>-1</sup> )			16,96 ± 0,40		
Nombre de rangées $C_R$ (cm <sup>-1</sup> )			26,44 ± 0,30		
Densité de mailles $D_M$ (cm <sup>-2</sup> )			448,33 ± 12,03		

Il est clair que le liage drap absorbe beaucoup plus de fil que le liage demi-simple quelle que soit la ligne considérée. Ceci est normal si l'on considère le parcours de fil pour ce liage (Figure 86). Le fil drap fait un plus long jeté que celui du demi-simple.

Dans la partie qui suit, nous nous intéresserons à l'évolution des aspects textiles et macroscopiques des prothèses au cours du vieillissement.

### 3. Evolution des aspects textiles et macroscopiques

Cette partie comporte l'évaluation des aspects textiles et l'analyse macroscopique des prothèses. Dans cette analyse macroscopique, deux niveaux d'examen sont présentés. Le premier correspond à une vision globale de la structure de la prothèse, des fils et des filaments par la technique de microscopie à balayage électronique. Le second s'intéresse à l'état de surface des filaments extraits des prothèses au moyen de la microscopie à force atomique.

#### 3.1. Structure textile

L'analyse de la structure textile de la prothèse a été menée aux différentes échelles : le tube prothétique, les fils et les filaments. Il s'agit de la mesure de l'atténuation du cosselage, de la texture de la prothèse dans sa globalité et du diamètre des filaments.

##### 3.1.1. Mesure de l'atténuation du cosselage

La disparition du cosselage après une certaine durée de sollicitation permet d'évaluer la perte d'élasticité de la prothèse.

L'atténuation du cosselage est mesurée par la longueur occupée par 10 cosselages sur une prothèse au repos. Cette atténuation de cosselage se traduit donc par un allongement résiduel de la prothèse. Ce paramètre a été déterminé pour les prothèses en fonction de la durée du vieillissement : 0 jour (0j), 9 heures (9h), 4 jours (4j), 8 jours (8j) et 15 jours (15j) (Figure 87). La difficulté de cette opération réside dans l'identification exacte du début et de la fin du cosselage surtout lorsque la prothèse est suffisamment allongée. Les écarts types sont donc plus importants pour des durées de vieillissement plus élevées.

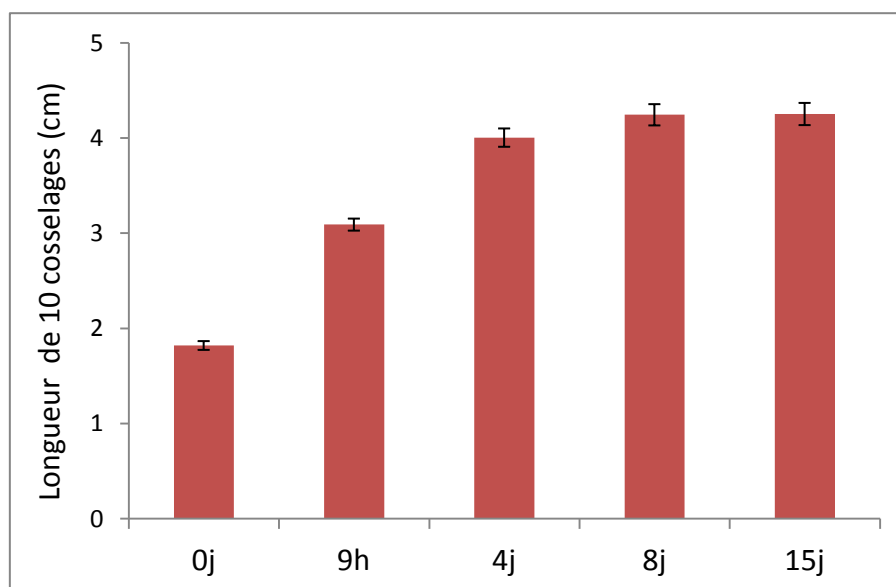
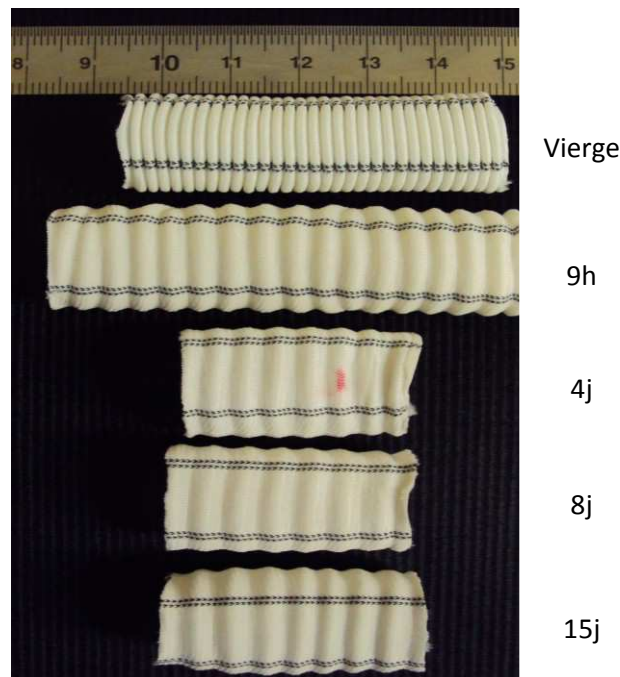


Figure 87 : Atténuation du cosselage en fonction de la durée de vieillissement



**Figure 88 : Atténuation du cosselage après vieillissement sur prothèses au repos**

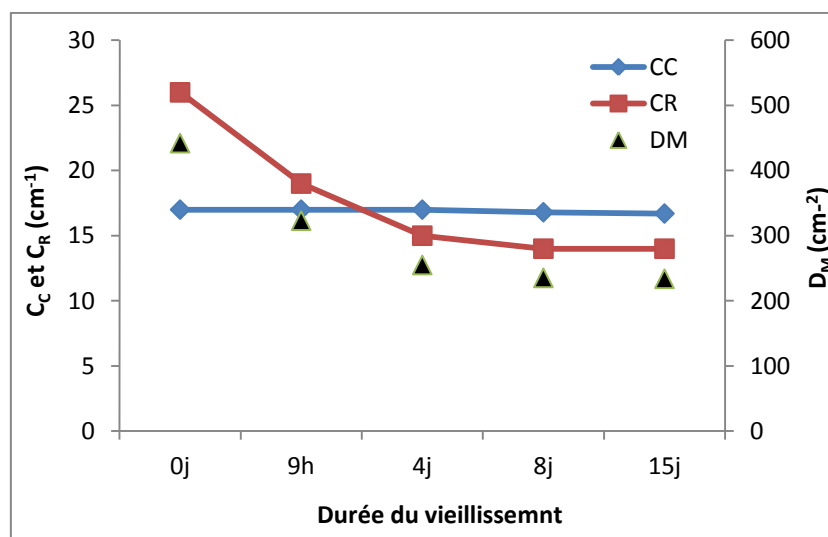
Un aspect de la modification de la structure macroscopique de la prothèse au cours du vieillissement est la forte atténuation du cosselage constatée après 9 heures de sollicitation. La longueur de 10 cosselages passe de 1,82 cm à 3,09 cm (ce qui représente un taux d'allongement de 69,78 %) en 9 heures. Après une durée de vieillissement de 8 jours, l'allongement semble être constant (avec un taux d'allongement de 133%) et le cosselage a quasiment disparu (Figure 88). Nous pouvons supposer que l'atténuation du cosselage de la prothèse est liée à son exposition aux sollicitations mécaniques engendrées par les pressions pulsées (de 130 à 200 mmHg) du fluide. Des travaux précédents de notre équipe <sup>[WAN.01]</sup> ont montré une disparition complète du cosselage pour des prothèses en PET tricotées CDV et MDV (Cooley Double Velours et Microvel Double Velours, Meadox Medical, Oakland, USA) après 156 mois d'implantation (Figure 89).



**Figure 89 : Atténuation du cosselage après une durée de 12 ans d'implantation <sup>[WAN.01]</sup>**

### 3.1.2. Evolution de la contexture

La contexture du tube prothétique est décrite principalement par trois paramètres à savoir la densité des colonnes notée  $C_C$  (nombre de colonnes par cm), la densité des rangées notée  $C_R$  (nombre de rangées par cm) et la densité des mailles notée  $D_M$  (nombre de mailles par  $\text{cm}^2$ ).



**Figure 90 : Evolution de la contexture de la prothèse en fonction de la durée de vieillissement**

La caractérisation de la contexture de la prothèse au cours du vieillissement met en évidence une diminution très nette au niveau de la densité des rangées et de la densité des mailles (Figure 90). La sollicitation par flux pulsé de la prothèse semble ne pas avoir un effet sur la densité des colonnes étant donné que la diminution de ce paramètre est très faible (1% pour 15 jours).

La densité des mailles, qui représente le degré de compaction de la structure, diminue de 46% au bout du 8<sup>ème</sup> jour par rapport à la prothèse vierge. Ce paramètre global résulte d'une diminution de 46% de la densité des rangées alors que la densité des colonnes reste quasi constante. C'est à dire que la forme de maille change plus fortement dans le sens longitudinal que dans le sens transversal du tube prothétique. Ceci se traduit par le fait que le vieillissement engendre une contexture moins serrée de la prothèse textile. Ce phénomène serait accompagné par des réarrangements moléculaires de la fibre de PET. Le vieillissement est la principale cause de l'évolution de la structure macroscopique, une évolution qui se traduit par une variation importante de la longueur de la prothèse comme le montre les résultats d'atténuation du cosselage.



Des études précédentes [ZBA.04] ont montré que le vieillissement in vivo engendrait une augmentation de diamètre des filaments. Dans la partie qui suit, nous nous intéresserons à l'évolution du diamètre des filaments au cours du vieillissement sur notre montage.

### 3.1.3. Mesure du diamètre des filaments

Le diamètre des filaments (issus des fils plats) est mesuré à l'aide du MEB. Cette mesure a été effectuée pour les filaments extraits des prothèses après une certaine durée de vieillissement: 9 heures, 8 jours et 15 jours. Des filaments de la prothèse vierge serviront de référence.

Le diamètre des filaments a tendance à augmenter légèrement pendant les premiers 15 jours des essais de fatigue sur les prothèses (Figure 91). Il augmente de 1,5%, 3,1%, 3,9% respectivement pour les durées 9 heures, 8 jours, 15 jours. Ces observations sont en accord avec les résultats trouvés dans la littérature. King [KIN.82] a montré que le diamètre des filaments augmente de 3,5% pour un explant de type Weavenit (Meadox) après 7 ans d'implantation. Batt [BAT.84] a affirmé que le diamètre augmente de 5,6% pour un explant au bout de 60 mois d'implantation. L'augmentation du diamètre des filaments témoigne de leurs gonflements au cours du vieillissement. Ce gonflement est attribué à la relaxation de la structure des fibres au cours des essais de fatigue qui peut être due à un changement de la microstructure de la fibre suite à une réorganisation des chaînes macromoléculaires. Ces constatations ont déjà été décrites dans des précédents travaux [WAN.01] montrant que les fils texturés sont plus sensibles à ce phénomène de gonflement.

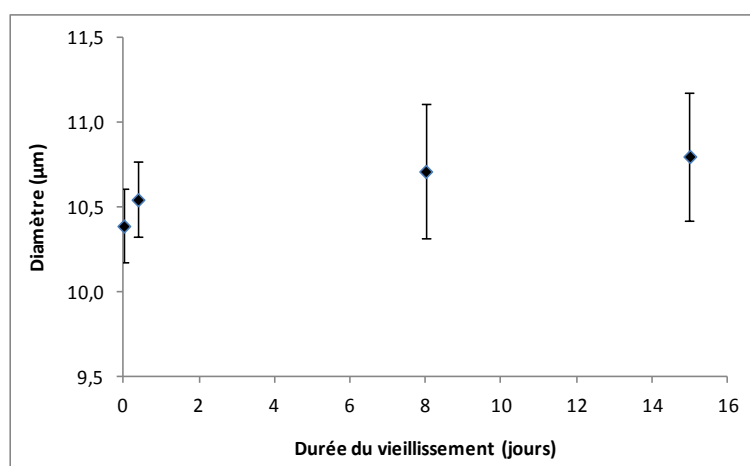


Figure 91 : Evolution du diamètre du filament au cours du vieillissement

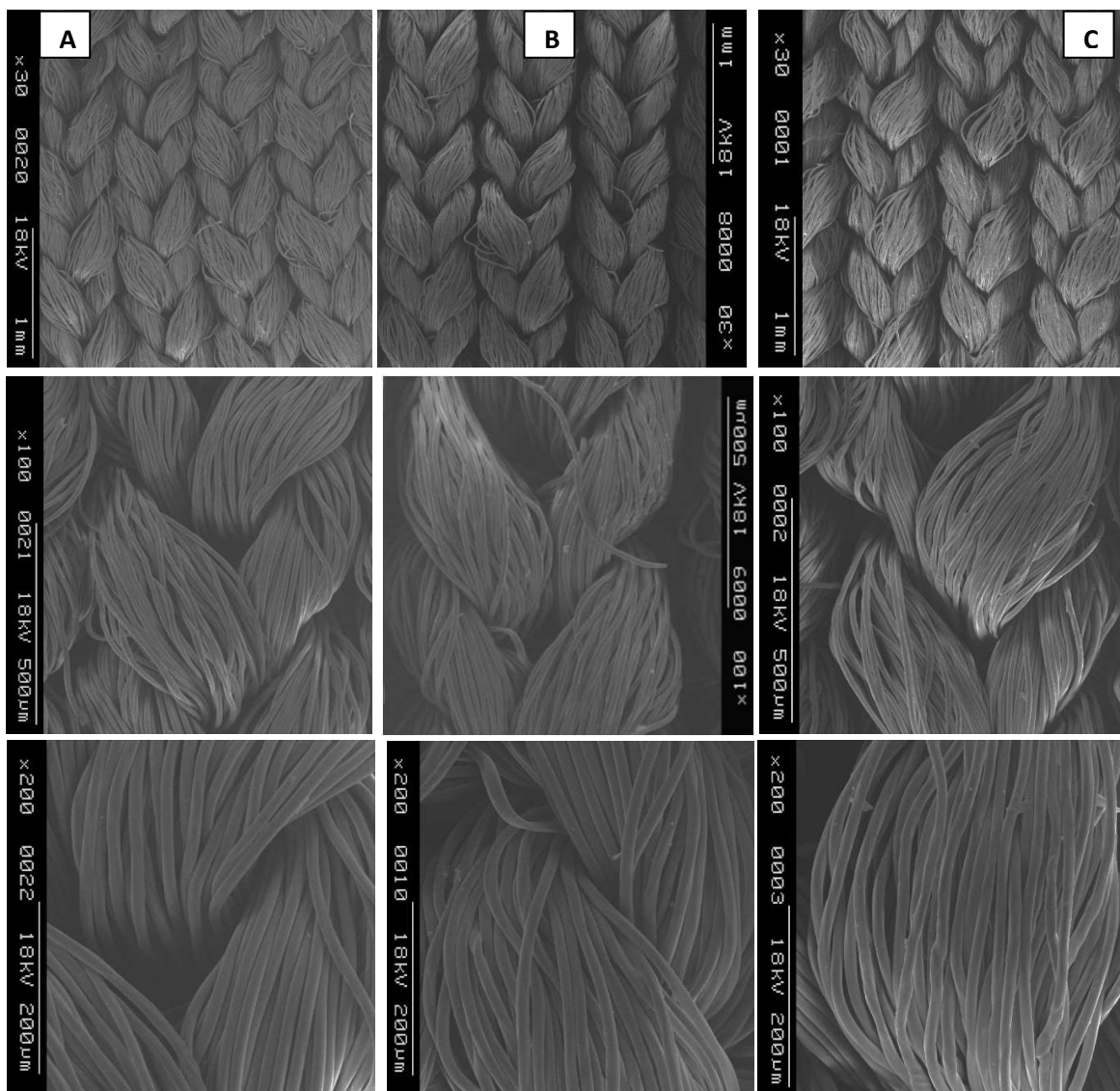
Cette étude consacrée à l'évolution de la structure textile des prothèses sera complétée par des examens macroscopiques.

## 3.2. Examens macroscopiques

Ce paragraphe a pour but d'examiner des clichés MEB des prothèses. L'état des surfaces des fibres extraites des prothèses sera également observé en AFM.

### 3.2.1. Examen global

L'analyse de la structure de la prothèse montre qu'il n'y avait pas de ruptures au sein des fils constituant les prothèses au cours du vieillissement à 15 jours (Figure 92). Par contre, un faible relâchement de la structure est visible à partir de 8 jours. Nous remarquons aussi un certain gonflement des fils en fonction de la durée de vieillissement. Ces observations sont en accord avec la mesure du diamètre des filaments extraits des prothèses qui montre que le vieillissement a engendré une augmentation de diamètre de filaments.

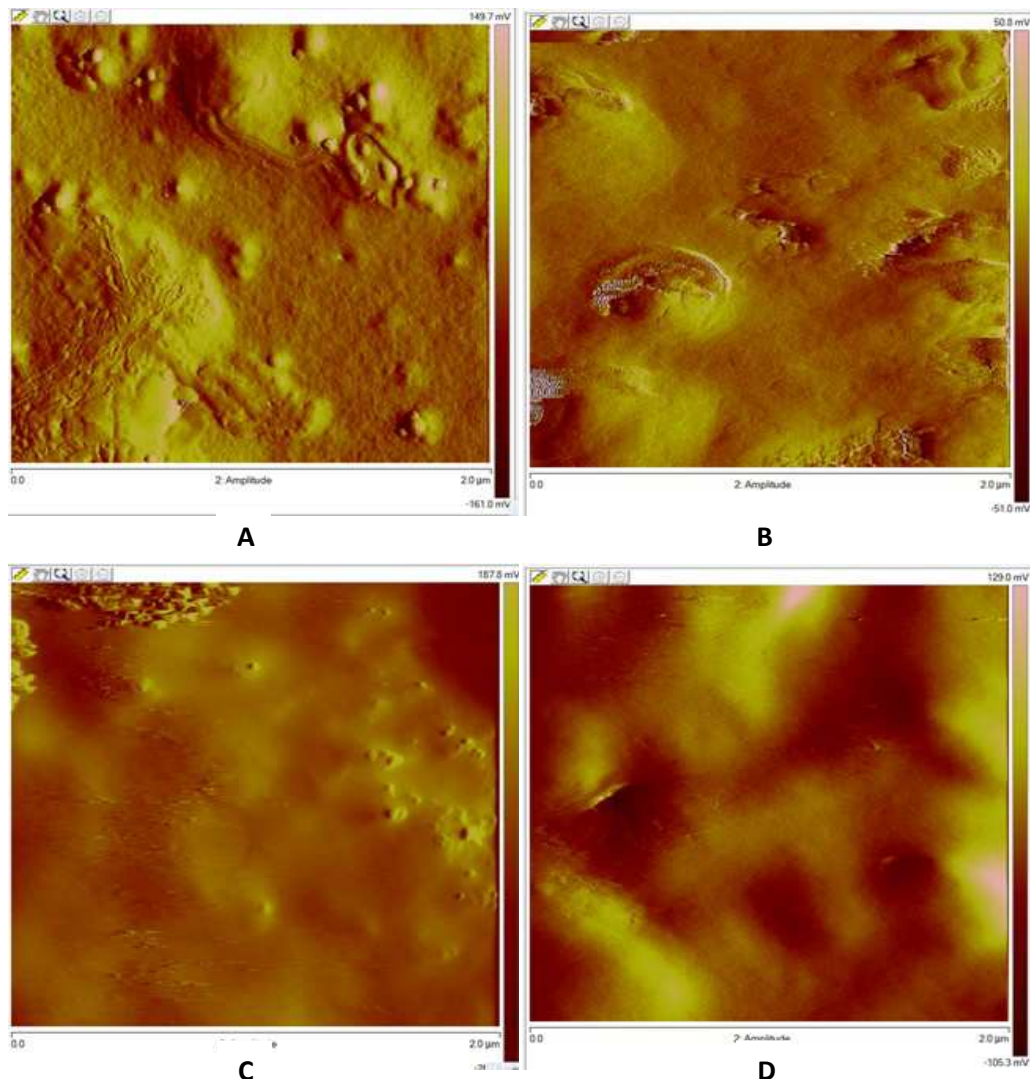


**Figure 92 : Photographies MEB avec 3 grossissements (x30, x100 et x200) des prothèses à différentes durées de vieillissement : A : vierge, B : 8 jours, C : 15 jours**

Dans le paragraphe suivant, nous allons étudier l'état de surface de filaments extraits des prothèses.

### 3.2.2. Etat de surface

La technique de microscopie à force atomique permet d'analyser la topographie des surfaces avec une sensibilité pouvant atteindre la résolution atomique. Cette analyse a été effectuée sur des filaments (issus des fils plats) extraites des prothèses pour différentes durées de vieillissement : 4 jours, 8 jours et 15 jours. Des filaments extraits d'une prothèse vierge servent de référence permettant ainsi la comparaison de l'état des surfaces des prothèses au cours de leur vieillissement (Figure 93). La seule difficulté pour cette analyse est qu'il faut bien fixer la fibre sur un support pour éviter qu'elle ne bouge lorsque la pointe AFM vient affleurer la surface à analyser.



**Figure 93 : Filaments de PET observés en AFM pour différentes durées de vieillissement : A : vierge, B : 4 jours, C : 8 jours, D : 15 jours**

L'analyse de la prothèse vierge a permis de mettre en évidence une série de protubérances en surface de la fibre qui sont généralement attribuées à la diffusion des éléments oligomères. Ce phénomène a été décrit dans plusieurs travaux cités dans la littérature [DER.78, OUD.86]. Pour les prothèses vieilles, les surfaces semblent être plus lisses et présentent beaucoup moins de protubérances, et donc moins d'oligomères. Ces investigations peuvent être vérifiées en utilisant la technique RMN. Des travaux précédents [CHA.09] ont montré que le PET contenait 4% de trimères (oligomères).

L'exploration des états de surface des fibres met en évidence les phénomènes mécanique et physique de vieillissement. La présence des fissures, caractéristique de l'endommagement mécanique, confirme que les fibres, dès leur élaboration, puis suite aux étapes de fabrication des prothèses, subissent des contraintes mécaniques et thermiques amorçant leur fissuration. Les travaux de Lu Wang [WAN.01] ont mis en évidence que l'étape de compaction de la prothèse a une grande influence sur la structure du polymère. Cette étape entraîne un changement de morphologie des molécules sous l'action des agents de gonflement utilisés. Elle diminue, de manière provisoire, l'interaction entre les chaînes macromoléculaires.

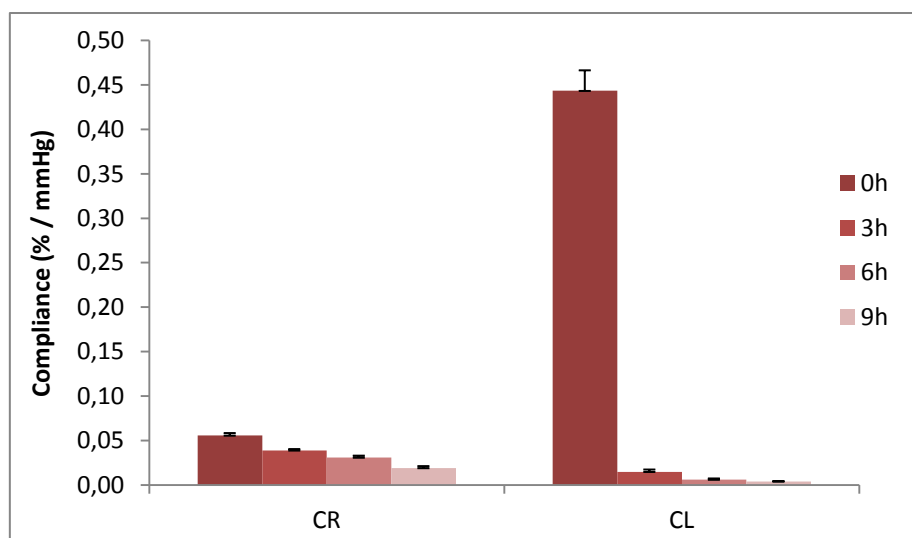
Dans la partie qui suit, nous présenterons l'effet du vieillissement sur le comportement mécanique des prothèses aux différentes échelles. L'objet de ces analyses est de juger du bien-fondé du vieillissement accéléré.

#### **4. Investigations mécaniques des prothèses ayant subi le vieillissement**

Cette partie est consacrée à l'analyse des aspects mécaniques aux différentes échelles des prothèses ayant subi le vieillissement. Nous commencerons par décrire l'évolution de la compliance des tubes prothétiques. Ensuite, nous décrirons le comportement mécanique des filaments extraits des prothèses sollicitées. Une comparaison entre les différentes prothèses sera faite avec un échantillon vierge (tube et filament).

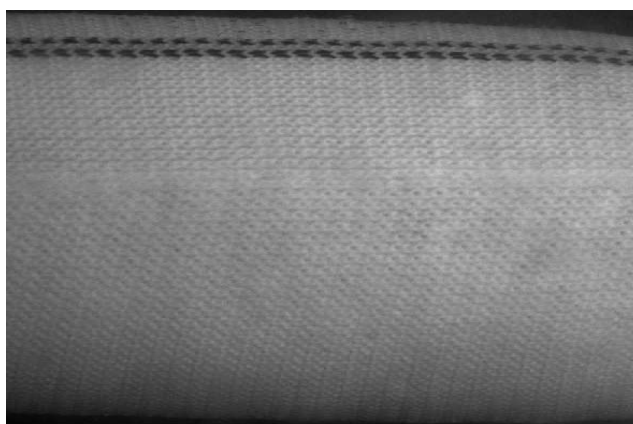
##### **4.1. Compliance des prothèses vieilles**

L'évolution de la compliance a été étudiée pendant les 9 premières heures de vieillissement (Figure 94). La mesure est effectuée dans l'intervalle de pression 10-120 mmHg pour la prothèse PC20 de 20 mm de diamètre.

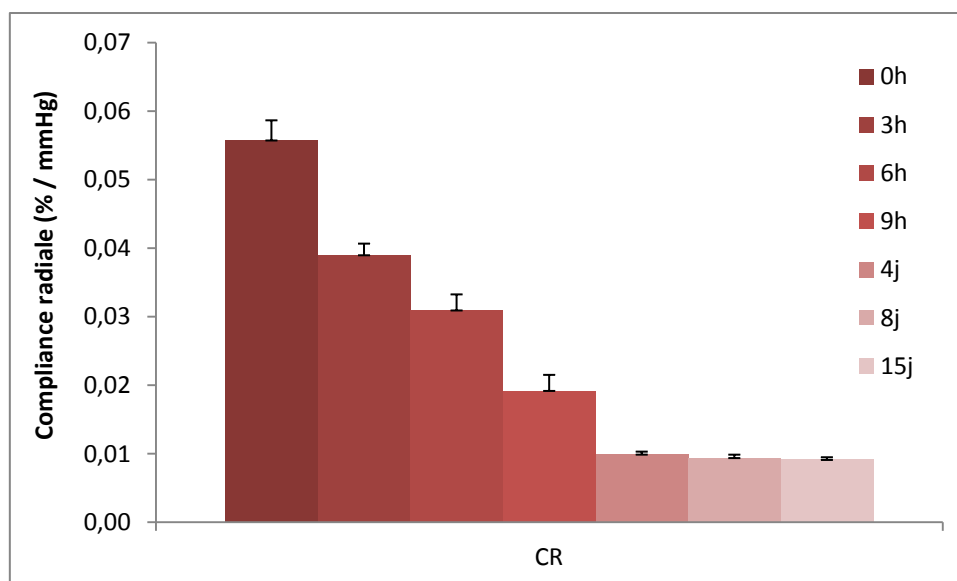


**Figure 94 : Evolution de la compliance radiale (CR) et de la compliance longitudinale (CL) pendant les premières 9 heures**

En analysant l'allongement de la prothèse au cours des essais de fatigue, nous remarquons une nette diminution de la compliance longitudinale de 97% à partir de 3 heures de sollicitation. Par contre, la diminution de la compliance radiale est moins importante (perte de 32% pour la même durée). Néanmoins, cette compliance radiale décroît de façon progressive tous les 3 heures. Nous avons voulu analyser de près ces diminutions au delà de 9 heures. Pour cela, la même prothèse a été sollicitée pour des durées plus importantes : 4 jours, 8 jours et 15 jours. Pour ces durées de vieillissement, la prothèse était suffisamment allongée et le cosselage avait quasiment disparu (Figure 95). Ainsi, nous n'avons pas pu mesurer la compliance longitudinale car elle était devenue nulle. La compliance radiale diminue de 82 % en 4 jours. La prothèse semble perdre son élasticité dans le sens transverse. A partir de 4 jours, la compliance radiale demeure constante (Figure 96).



**Figure 95 : Prothèse au 15ème jour soumise à une pression de 10mmHg**



*Figure 96 : Evolution de la compliance radiale (CR) en fonction du vieillissement*

Dans le paragraphe suivant, nous allons vérifier si la sollicitation par flux pulsé sur notre dispositif engendrerait des modifications du comportement mécanique des filaments.

## 4.2. Dynamométrie sur filaments

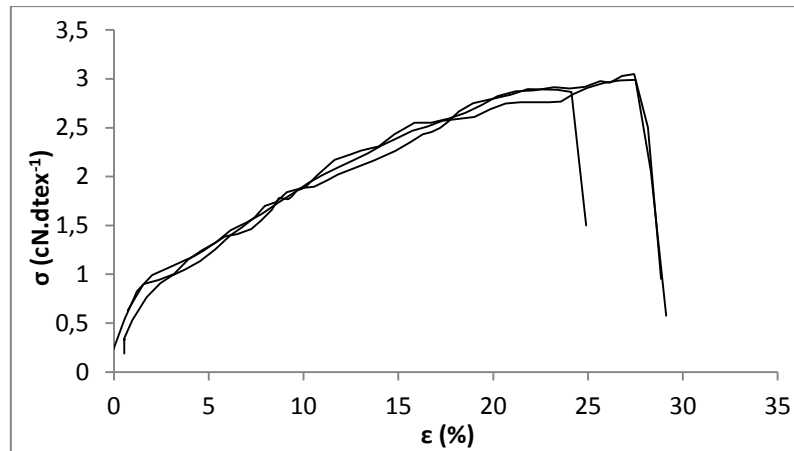
Nous commencerons par décrire le comportement mécanique des filaments extraits des prothèses vierges. Puis une comparaison sera faite avec les filaments provenant des prothèses vieilles. De cette analyse, nous proposerons une quantification du vieillissement basée sur la déformation à la rupture, la contrainte spécifique de rupture, l'énergie spécifique de rupture et le module spécifique initial.

Afin d'analyser le comportement mécanique des filaments unitaires, il est indispensable d'extraire les filaments des prothèses vieilles. Toutefois cette opération est très délicate et doit être réalisée avec le plus grand soin pour ne pas modifier les propriétés des filaments et éviter tout endommagement.

Pour réaliser les essais de traction sur filaments, nous avons choisi de travailler avec une vitesse de  $50 \text{ mm}\cdot\text{min}^{-1}$ . La longueur des filaments dont nous disposons étant réduite, la distance entre les pinces a été fixée à 10 mm. Quinze filaments extraits des fils plats ont été analysés pour chaque prothèse.

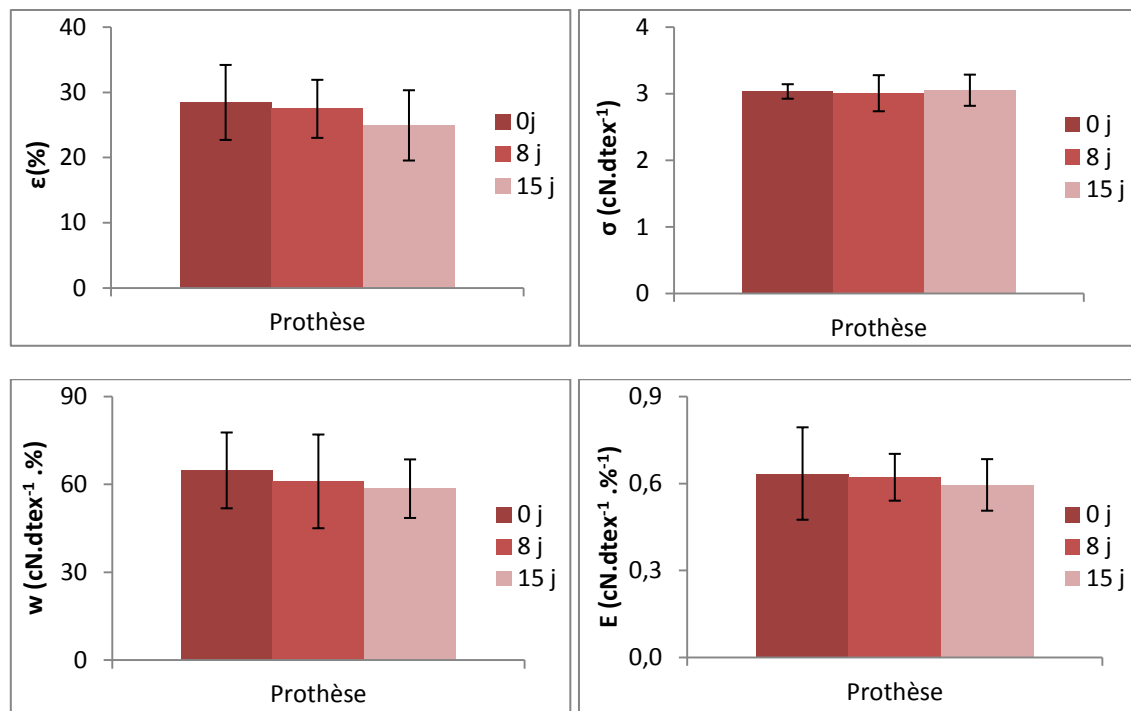
Les courbes de traction sur les filaments issus de la prothèse vierge sont illustrées dans la Figure 97. Ces courbes peuvent se décomposer principalement en 3 domaines. La première zone correspond au domaine élastique. Au delà de cette zone, le matériau connaît un

comportement viscoélastique qui se termine au point de transition où la déformation plastique est le phénomène prépondérant.



**Figure 97 : Courbes de contrainte-déformation des filaments extraits de la prothèse vierge**

L'évolution du comportement mécanique des filaments en fonction de la durée du vieillissement est présentée dans la Figure 98. Nous constatons une légère diminution de la déformation à la rupture de la prothèse au bout des 15 jours par rapport à la prothèse vierge. Par contre, la contrainte spécifique à la rupture est quasi constante. En conséquence, la capacité de travail (énergie spécifique de rupture) diminue de 9% dès 15 jours de vieillissement. Il apparaît également que la modification du comportement mécanique dans la zone élastique du filament après 15 jours est très faible. Le module spécifique initial est presque constant ( $0,63 \text{ cN.dtex}^{-1}.\%^{-1}$  pour le filament vierge contre  $0,6 \text{ cN.dtex}^{-1}.\%^{-1}$  pour le filament de 15 jours). Toutefois, nous constatons que les écarts types des paramètres contrôlés sont relativement importants. Les valeurs de déformations spécifiques à la rupture sont dispersées. Il semble exister des points de faiblesse le long de chaque filament. Ces points de faiblesse peuvent engendrer une rupture prématurée des filaments. Ces zones particulières existent également sur les filaments de la prothèse vierge (Figure 97).



**Figure 98 : Evolution du comportement mécanique des filaments au cours du vieillissement ( $\epsilon$  : déformation,  $\sigma$  : contrainte spécifique,  $w$  : capacité de travail,  $E$  : Module spécifique initial)**

Le vieillissement des prothèses pendant 15 jours n'a pas engendré de changements significatifs au niveau du comportement des filaments. Ceci peut être justifié par la courte durée de vieillissement. Pour nos essais, il n'existe pas de relation linéaire entre les paramètres de comportement mécanique et la durée de vieillissement (8 et 15 jours). D'après Vinard <sup>[VIN.90]</sup>, l'altération des propriétés mécaniques n'est pas liée à la durée d'implantation. Par contre, Riepe <sup>[RIE.97]</sup> a montré qu'il y a une relation linéaire entre la force de rupture et le temps d'implantation en pratiquant des tests d'éclatement pour les prothèses explantées, mais la valeur du coefficient de détermination était assez faible (0,52).

Dans la partie qui suit, nous allons étudier l'influence des essais de fatigue réalisés avec notre montage sur l'évolution de la structure du polymère. L'objectif étant de voir la possibilité de vieillir le matériau textile en utilisant le flux pulsé.

## 5. Caractérisations physico-chimiques

L'exploitation des propriétés physico-chimiques permet une meilleure compréhension des mécanismes régissant le phénomène du vieillissement des prothèses artérielles. Le choix des techniques permettant cette analyse doit tenir compte de la forme (étouffe, fil, filament) et de la quantité de matière de l'échantillon à tester. Pour nos premiers essais, nous avons principalement utilisé la calorimétrie différentielle à balayage et la diffraction des rayons X.



## 5.1. DSC

Dans le but de caractériser l'effet du vieillissement in-vitro sur la structure du polymère, nous avons utilisé la technique DSC avec laquelle nous avons cherché à caractériser l'évolution de la morphologie du polymère.

Généralement, l'interprétation des courbes d'analyse thermique différentielle, nécessite une connaissance préalable des changements que peut avoir le matériau à analyser. De plus, cette interprétation est souvent facilitée par l'enregistrement de la courbe de refroidissement consécutive.

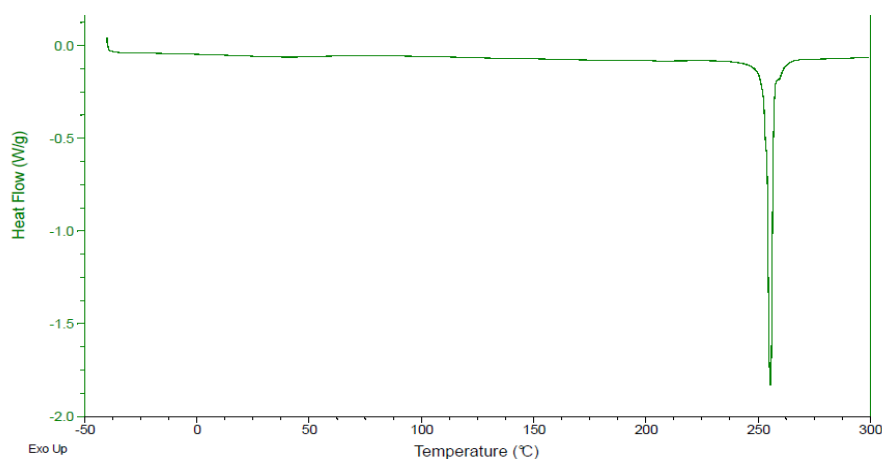
Les essais ont été réalisés dans un premier temps sur des morceaux de prothèse extraits des zones constituées par les fils de fond. Dans un second temps, des mesures ont été effectuées sur des fils extraits des prothèses pour une analyse plus fine de l'évolution de la microstructure du polymère. Chaque échantillon a été soumis à une cristallisation contrôlée suite à un refroidissement à vitesse lente (5°C/min) pour recueillir le maximum d'informations sur l'évolution du polymère.

### 5.1.1. Essais réalisés sur des prothèses

Cette première série d'essais DSC permet de présenter une caractérisation globale du comportement thermique des prothèses au cours du vieillissement. Les mesures ont été effectuées sur des morceaux de prothèses (vierge ou 0 jour, 4 jours, 8 jours et 15 jours). Deux essais ont été réalisés pour chaque prothèse.

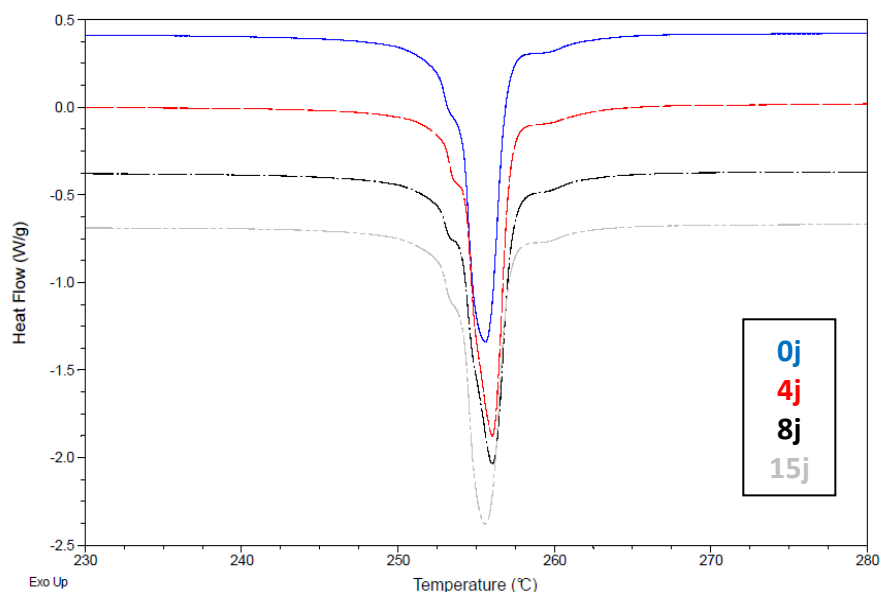
#### 5.1.1.1. Analyse des thermogrammes au premier passage

Ces essais ont été réalisés à un taux de chauffage de 5°C/min de -40°C à 300°C (Fig. 99).



**Figure 99 : Thermogramme DSC pour la prothèse vierge à un taux de chauffage de 5°C/min**

La transition vitreuse sur ces thermogrammes au premier passage est très délicate à détecter. Pour cela, nous nous sommes essentiellement concentrés sur le domaine de fusion.



**Figure 100 : Thermogrammes DSC au premier passage pour les différentes prothèses à un taux de chauffage de 5°C/min**

Les analyses thermiques des prothèses montrent la même allure des thermogrammes (Figure 100). Ces thermogrammes du flux de chaleur montrent la présence de trois pics (un grand pic visible et deux épaulements) endothermiques dans la zone de fusion. Nous avons représenté les températures de fusion de ces 3 pics, les enthalpies de fusion et les taux de cristallinité total pour les différentes prothèses dans le tableau 7.

**Tableau 7 : Résultats de fusion pour les prothèses en fonction de la durée du vieillissement**

Prothèse	Vierge	4 jours	8 jours	15 jours
$T_f$ (°C) pic 1	253,24±0,04	253,55±0,04	253,45±0,05	253,47±0,08
$T_f$ (°C) pic 2	255,43±0,14	256±0,04	256,05±0,02	255,58±0
$T_f$ (°C) pic 3	259,60±0,23	259,64±0,07	259,74±0,20	259,69±0,07
$\Delta H_f$ (J/g) total	67,15±2,49	63,87±0,86	62,61±0,64	62±0,68
$\chi$ (%) total	49,38	46,96	46,04	45,59

*Valeurs : moyenne ± écart type,  $T_f$  : température de fusion,  $\Delta H_f$  : enthalpie de fusion,  $\chi$  : taux de cristallinité calculé en considérant 136 J/g l'enthalpie de fusion d'un PET 100% cristallin*

En analysant les thermogrammes, il semble que le vieillissement n'a quasiment pas engendré de changement sur la température de fusion pour les trois pics. Par contre, nous constatons une diminution de l'enthalpie de fusion au cours de la durée du vieillissement au bout des 15 jours. Considérant les formes de trois pics obtenus pour les différentes prothèses, nous pouvons en déduire qu'il y a seulement une légère évolution de la forme du pic 1 (situé à une température d'environ 253°C) au cours du vieillissement. Ce pic est plus marqué pour la prothèse de 15 jours par rapport à la prothèse vierge. Ceci laisse supposer qu'un changement de la morphologie de cristallites a eu lieu suite aux essais de fatigue de prothèses sur le montage développé.

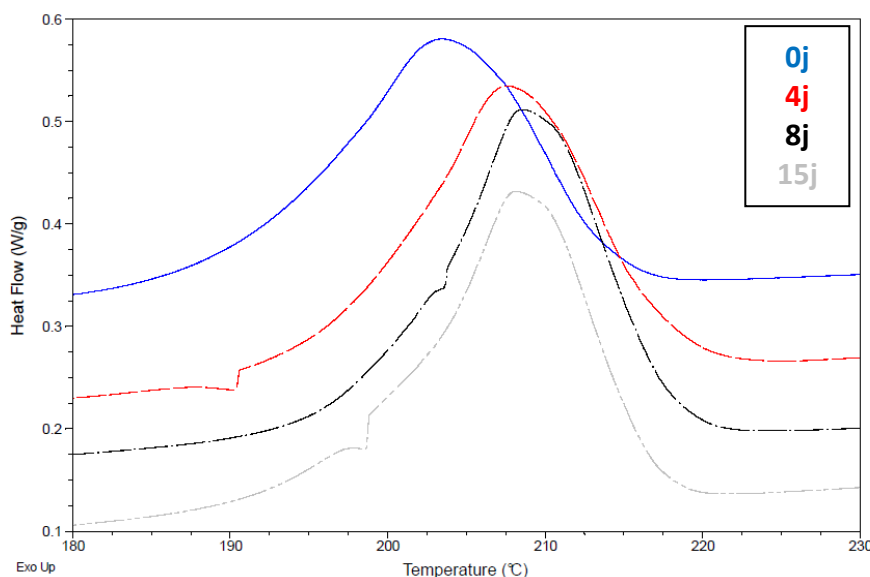
Le taux de cristallinité d'un polymère est le rapport entre son enthalpie de fusion déterminée à partir des thermogrammes DSC et celle d'un polymère considéré comme 100% cristallin. Plusieurs valeurs de l'enthalpie du PET 100% cristallin sont citées dans la littérature variant de 113 J/g à 144 J/g <sup>[ROB.69, KIR.65, SMI.56, KON.02]</sup>. Pour le calcul du taux de cristallinité des prothèses, nous allons considérer une valeur de 136 J/g <sup>[KON.02]</sup>.

Suite aux résultats trouvés dans le tableau 7, une légère diminution du taux de cristallinité (qui passe de 49,38% à 45,59% au bout de 15 jours de vieillissement) a été mise en évidence au cours du vieillissement des prothèses.

Dans le paragraphe suivant, nous nous intéresserons au comportement de recristallisation des prothèses suite à un refroidissement à vitesse lente (5°C/min).

#### **5.1.1.2. Comportement de recristallisation**

Le refroidissement du matériau a été réalisé suite à la première montée en température à un taux de 5°C/min de 300°C à -40°C. Les courbes montrent l'existence d'un seul pic de cristallisation pour toutes les prothèses (Figure 101).



**Figure 101 : Thermogrammes DSC de refroidissement à un taux de 5°C/min**

Cette étape de refroidissement montre que le pic de cristallisation est décalé vers la droite pour les prothèses ayant subi le vieillissement. La température de ce pic passe de 203°C pour la prothèse vierge à 208°C pour les autres prothèses (tableau 8). Cela montre que les prothèses ne se cristallisent pas à la même température. Pour l'enthalpie de cristallisation, nous n'avons pas remarqué de différences significatives entre les prothèses vieilles et la prothèse vierge. Le décalage de la température de cristallisation pourrait confirmer que le vieillissement accéléré a marqué certains changements de morphologie du polymère.

**Tableau 8 : Paramètres de cristallisation pour les différentes prothèses**

Prothèse	Vierge	4 jours	8 jours	15 jours
$T_c$ (°C)	203,39±0,04	207,51±0,03	208,56±0	208,13±0,02
$\Delta H_c$ (J/g)	45,75±0,47	48,10±0,62	49,21±0,34	47,29±0,28

$T_c$  : température de cristallisation,  $\Delta H_c$  : enthalpie de cristallisation, Valeurs : moyenne ±écart type

Afin d'affiner l'étude et obtenir plus d'informations sur l'influence des essais de fatigue sur les prothèses, nous avons décidé de poursuivre l'étude en réalisant les essais sur des fils extraits des différentes prothèses.

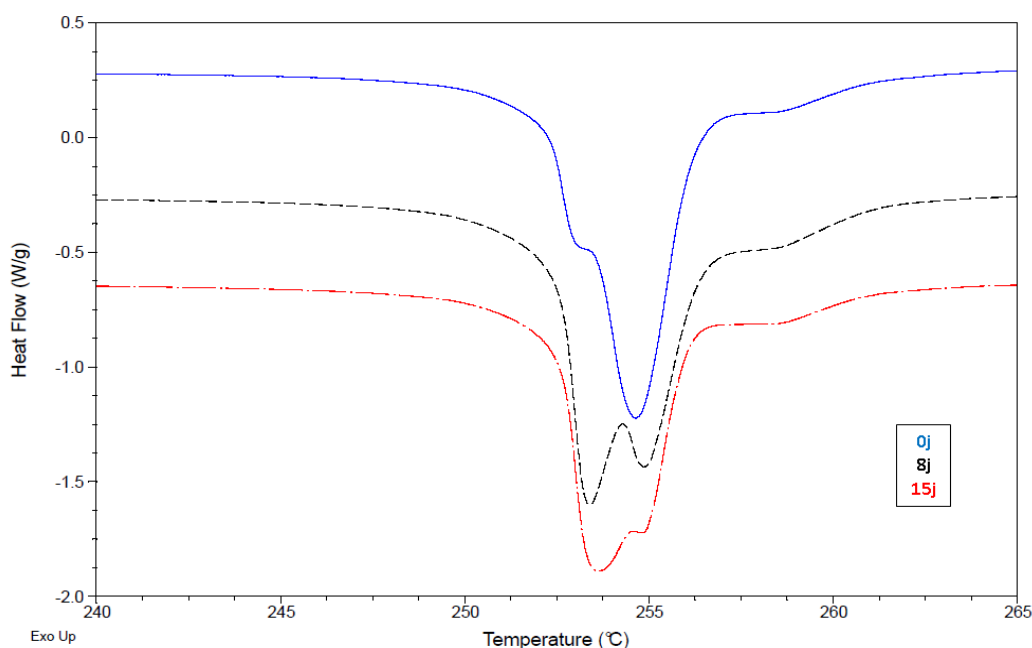
### 5.1.2. Essais réalisés sur des fils plats

Des analyses thermiques ont été effectuées sur des fils de fond plats extraits de la prothèse vierge et des prothèses qui ont subi le test de fatigue sur notre dispositif. Deux essais ont été réalisés pour la prothèse vierge et la prothèse après 15 jours de vieillissement. Un seul test a

été effectué pour la prothèse après 8 jours de vieillissement (par manque de matière). Nous allons nous intéresser au comportement en fusion au premier passage. Ensuite, un aperçu sur la cristallisation suite au refroidissement sera présenté.

### 5.1.2.1. Analyse des thermogrammes du premier passage

Les thermogrammes du premier passage ont montré la présence de trois pics endothermiques de fusion pour les fils de la prothèse vierge et les fils des prothèses après 8 et 15 jours de vieillissement (Figure 102). Au cours du vieillissement, la forme des pics change, ce qui laisse supposer que les essais de fatigue sur notre montage ont engendré des changements sur le comportement en fusion du polymère. Nous remarquons surtout que le pic 1 (situé à une température d'environ 253°C) est beaucoup plus marqué pour les fils extraits de prothèses vieilles. Cela signifierait que des morphologies cristallines différentes ont été mises en évidence [BAC.99, YUB.66].



**Figure 102 : Thermogrammes DSC au premier passage pour les différentes fils à un taux de chauffage de 5°C/min**

Le tableau 9 regroupe la température de fusion, les enthalpies de fusion et les taux de cristallinité pour les fils extraits de la prothèse vierge et de la prothèse après 8 et 15 jours de vieillissement. Les valeurs de températures de fusion des trois pics pour les différents échantillons sont très proches. Il semble ne pas avoir de modification de la taille des cristallites au cours des 15 jours de vieillissement. Par contre, il apparaît que le vieillissement a tendance à faire diminuer le taux de cristallinité du polymère qui passe de 45,26% à 41,32%.

**Tableau 9 : Résultats de fusion pour les fils de différentes prothèses**

Prothèse	Vierge	8jours	15 jours
$T_f$ (°C) pic 1	252,95±0,06	253,39	253,59±0,06
$T_f$ (°C) pic 2	254,66±0,09	254,83	254,90±0,03
$T_f$ (°C) pic 3	258,68±0,05	258,7	258,8±0,11
$\Delta H_f$ total(J/g)	61,65±0,21	61,52	56,19±0,64
$\chi$ total(%)	45,26	45,24	41,32

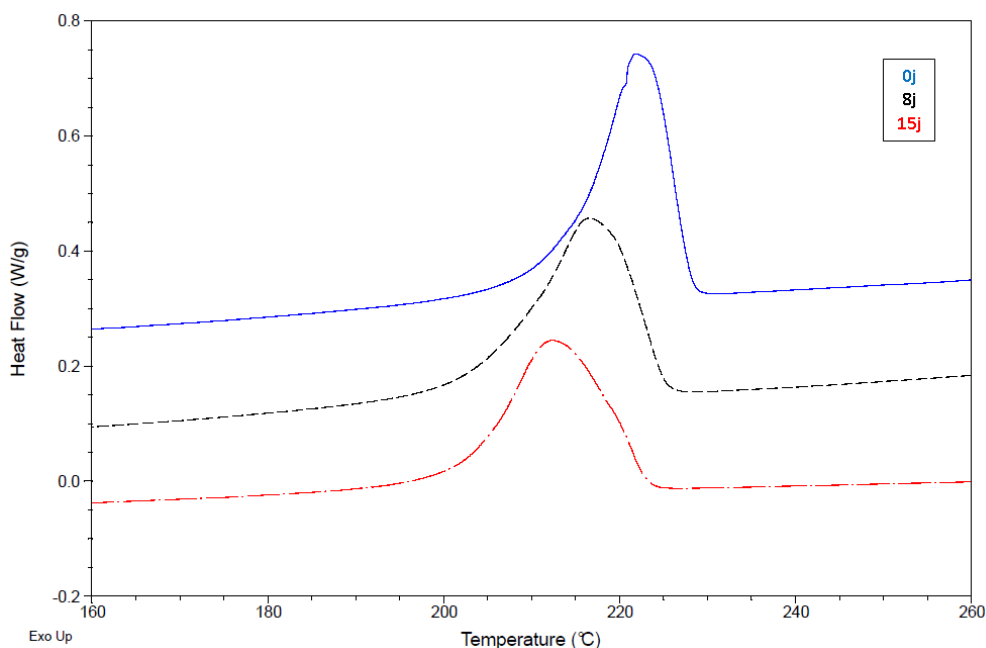
$T_f$ : température de fusion,  $\Delta H_f$ : enthalpie de fusion,  $\chi$ : taux de cristallinité calculé en prenant 136 J/g l'enthalpie de fusion d'un PET 100% cristallin, Valeurs : moyenne  $\pm$ écart type

Des travaux précédents [ZBA.01, CHA.09] ont montré que le séjour de la prothèse (vieillessement in-vivo) dans le corps humain engendre des évolutions des zones cristallines. Un taux de cristallinité supérieur pour tous les explants a été trouvé par rapport à la prothèse vierge pour des durées d'implantation relativement importantes (supérieures à 156 mois). Ceci était expliqué par la formation de petits cristallites dans les zones amorphes qui ne sont pas parfaitement orientées selon l'axe de la fibre. Cependant, la durée de 15 jours de vieillissement réalisé n'était pas suffisamment importante pour évaluer le comportement thermique en fonction du vieillissement à long terme.

Dans la partie suivante, nous allons étudier le comportement de recristallisation des fils suite à un refroidissement à vitesse lente (5°C/min).

### 5.1.2.2. Comportement de recristallisation

Suite à la première montée en température, un refroidissement a été réalisé avec un taux de 5°C/min de 300°C à -40°C. Les thermogrammes montrent toujours la présence d'un seul pic de cristallisation à une température de l'ordre de 221°C pour les fils plats extraits de la prothèse vierge et de prothèses vieilles (Figure 103).



**Figure 103 : Thermogrammes DSC de refroidissement à un taux de 5°C/min**

Le tableau 10 présente la température et l'enthalpie de cristallisation pour les fils extraits de la prothèse vierge et des prothèses après 8 et 15 jours de vieillissement. Il semble que ces fils ne se cristallisent pas à la même température. Aussi, l'enthalpie des fils de la prothèse vierge est supérieure à celle des fils des prothèses vieilles. La différence du comportement de cristallisation des différents fils pourrait être liée à l'effet des essais de fatigue sur la morphologie du polymère.

**Tableau 10 : Paramètres de cristallisation pour les fils extraits de différentes prothèses**

Prothèse	Vierge	8 jours	15 jours
$T_c$ (°C)	221,86	216,46	212,33
$\Delta H_c$ (J/g)	55,10±0,71	53,10	48,15±2,13

$T_c$  : température de cristallisation,  $\Delta H_c$  : enthalpie de cristallisation, Valeurs : moyenne ±écart type

En comparant les résultats de cristallisation de morceaux des prothèses (Tableau 8) et des fils (Tableau 10), nous constatons une différence de la température de cristallisation. Les morceaux de prothèses se cristallisent à une température plus faible que les fils plats. Notons que la prothèse est constituée par des fils texturés et des fils plats et donc cette différence est probablement due au comportement de cristallisation des fils texturés qui serait différent de celui des fils plats.

### **5.1.3. Conclusion**

Suite aux mesures thermiques réalisées sur les morceaux de prothèse et de fils pour la prothèse vierge et les prothèses ayant subi le vieillissement, nous ne remarquons pas de modifications de la température de fusion du polymère. Par contre, une diminution du taux de cristallinité et un changement de la forme du pic 1 de fusion des fils et des prothèses vieilles ont été mises en évidence au bout de 15 jours.

Ces analyses DSC ont confirmé qu'au cours du vieillissement, il y a eu quelques légères modifications non significatives du comportement du PET en fusion. Néanmoins, le vieillissement effectué n'était pas suffisamment poussé pour induire des modifications du comportement thermique du polymère. Ces constatations ont montré que le flux pulsé de notre montage a permis de valider la possibilité de vieillir le matériau textile.

La caractérisation par DSC a permis de présenter les premiers résultats trouvés, ces constatations ont suscité notre attention pour étudier de près les phénomènes portant sur la modification de morphologie du polymère. Des essais sont en cours dans notre équipe pour affiner cette recherche.

A cause du manque de rigueur statistique pour les essais réalisés sur les fils extraits des prothèses suite au manque de matière, les valeurs trouvées sont à considérer comme des indicateurs de tendance plutôt que comme des valeurs exactes. Pour valider ces résultats, nous allons procéder à une analyse DRX pour évaluer l'état du matériau suite aux essais de fatigue des prothèses.

## **5.2. Diffraction des rayons X aux grands angles**

La deuxième technique d'analyse complémentaire choisie pour mieux déterminer une éventuelle modification de la structure du polymère suite aux essais de fatigue des prothèses est l'analyse de la diffraction des rayons X. Cette technique nous permet d'obtenir des informations sur la structure du matériau et en particulier sur la cristallinité du polymère et la mesure de la taille des cristallites en fonction de la durée de vieillissement des prothèses.

Un diffractogramme type d'un polyester semi-cristallin non orienté est représenté sur la Figure 104.



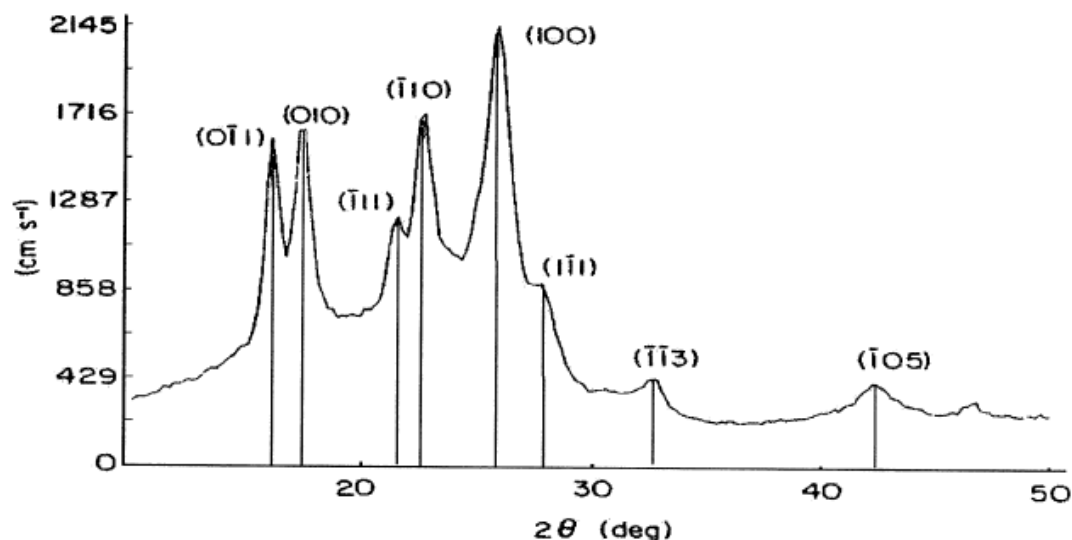
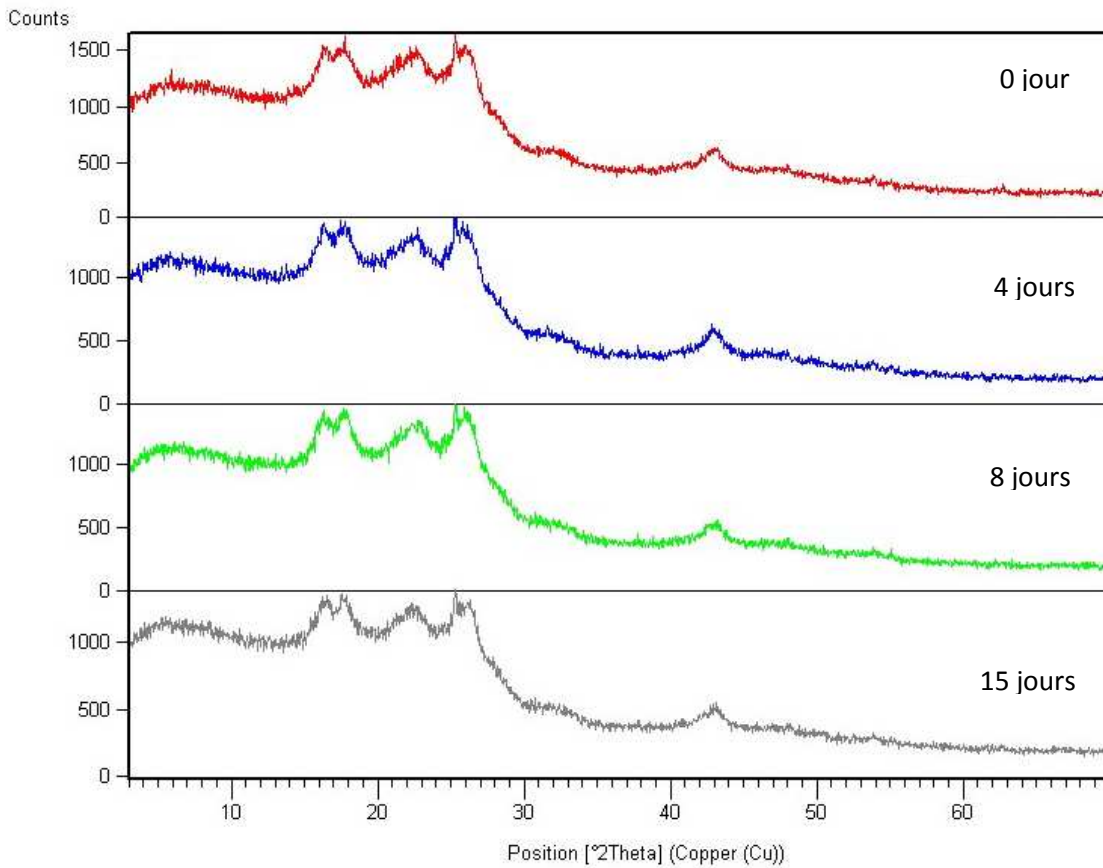


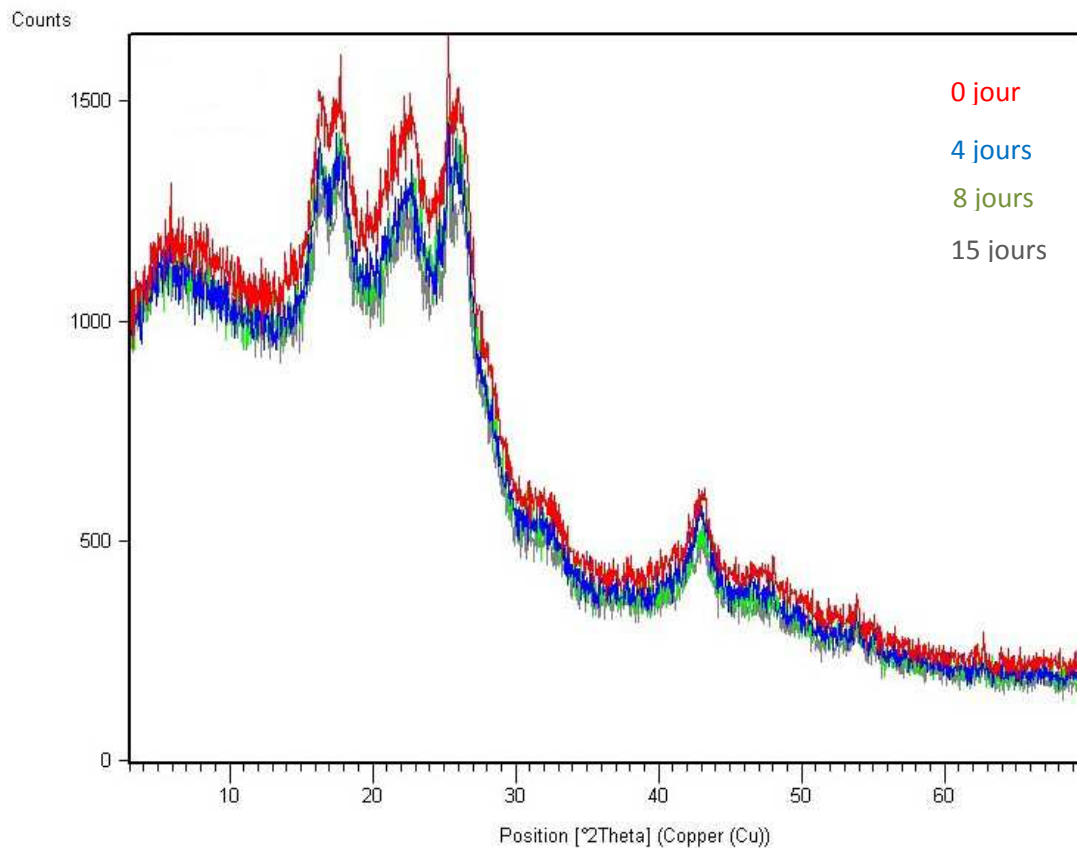
Figure 104 : Diffractogramme d'un polyester semi-cristallin <sup>[LAN.99]</sup>

Les essais DRX ont été réalisés sur la prothèse vierge et les prothèses ayant subi un vieillissement d'une durée de 4, 8 et 15 jours. Les échantillons testés se présentent sous forme de poudre obtenue à partir des fils de fond des prothèses. L'analyse des résultats montrent la même allure des diffractogrammes pour les différentes prothèses (Figure 105). Nous constatons la présence des réflexions cristallines principales correspondant aux quatre plans réticulaires définis par les indices de Miller suivants : (011), (010), (110) et (100) qui apparaissent respectivement pour des valeurs de  $2\theta$  de l'ordre de  $16^\circ$ ,  $18^\circ$ ,  $22^\circ$  et  $26^\circ$ . Ces constatations sont en accord avec certains résultats des spectres cités dans la littérature <sup>[DAU.54, LAN.99, SOT.78]</sup>. Sotton<sup>[SOT.78]</sup> a réalisé des essais DRX sur des fibres de polyester semi-cristallines sectionnées par un microtome automatique et disposées d'une façon isotrope à l'intérieur du porte échantillon afin d'éliminer toute orientation préférentielle du matériau aussi bien dans les zones cristallines que pour les zones amorphes qui ne possèdent généralement pas les mêmes fonctions d'orientation. Il a détecté la présence de deux pics (011), (010) se trouvant aux mêmes valeurs de  $2\theta$  trouvés dans notre étude. Des travaux précédents <sup>[ZBA.04]</sup> ont détecté la présence de ces quatre pics en effectuant des essais sur des morceaux des prothèses vierges et explantées fixées sur un porte échantillon. Par contre, en faisant les essais sur des fils maintenus sous tensions et disposés parallèlement les uns à côté des autres au centre de l'ouverture d'un porte échantillon, il n'était pas possible de détecter le pic correspondant au plan réticulaire (011).



**Figure 105 : Diffractogrammes DRX pour les différentes prothèses testées**

La superposition des différents diffractogrammes réalisés sur la prothèse vierge et les prothèses vieilles pendant 4, 8 et 15 jours est représentée sur la Figure 106. Il semble ne pas y avoir de différences significatives entre les diffractogrammes en fonction de la durée de vieillissement.



**Figure 106 : Superposition des diffractogrammes DRX des différentes prothèses**

Il n'était pas possible d'avoir de renseignements quantitatifs précis sur le taux de cristallinité ou la taille des cristallites pour les différentes prothèses. En effet, les essais DRX ont été effectués en mode transmission et la quantité de matière entre les 2 feuilles de kapton change probablement d'un échantillon à l'autre. Dans l'état actuel, nous ne pouvons pas prétendre quantifier le vieillissement des prothèses à l'aide de cette technique. Mais elle nous apparaît un complément utile pour évaluer de manière qualitative une éventuelle modification de la microstructure cristalline du polymère pour les différentes prothèses.

## 6. Conclusion

Ce chapitre a été consacré à l'étude de l'influence de la durée du vieillissement in-vitro sur la structure fibreuse et le comportement des prothèses. Cette analyse revêt différents aspects complémentaires: textiles, mécaniques et physico-chimiques.

Un aspect de la modification de la structure de la prothèse au cours du vieillissement est la forte atténuation du cosselage depuis les premières 9 heures de sollicitation. Après une durée du vieillissement de 8 jours, l'allongement semble être constant (avec un taux d'allongement de 133%) et le cosselage a quasiment disparu. De plus, la caractérisation de la contexture de

la prothèse met en évidence une diminution très nette au niveau de la densité des rangées et de la densité des mailles. La forme des mailles change plus fortement dans le sens longitudinal que dans le sens transversal du tube prothétique. Le vieillissement semble engendrer une texture moins serrée de la prothèse textile. Il apparaît aussi que le diamètre des filaments a tendance à augmenter légèrement pendant les premiers 15 jours des essais de fatigue. Ces constatations ont été vérifiées par des analyses MEB témoignant d'un gonflement des filaments au cours du vieillissement.

L'exploration des états de surface des fibres par la technique AFM met en évidence les phénomènes mécanique et physique du vieillissement. La présence de fissures, caractéristique de l'endommagement mécanique, confirme que les fibres, dès leur élaboration, puis suite aux étapes de fabrication des prothèses, subissent des contraintes mécaniques et thermiques amorçant leur fissuration. L'analyse de la prothèse vierge a permis d'observer une série de protubérances en surface de la fibre qui sont généralement attribuées à la diffusion des éléments oligomères. Pour les prothèses vieilles, les surfaces semblent être plus lisses et présentent beaucoup moins de protubérances, et donc moins d'oligomères.

Les analyses du comportement mécanique des prothèses montrent une nette diminution de la compliance longitudinale de 97% après 3 heures de sollicitation. La compliance radiale diminue de 82 % en 4 jours. La prothèse semble perdre son élasticité dans le sens longitudinal et le sens transverse au cours du vieillissement. Par contre, le vieillissement des prothèses pendant 15 jours n'a pas engendré de changements significatifs au niveau du comportement des filaments. Néanmoins, une légère diminution de la déformation à la rupture de la prothèse par rapport à la prothèse vierge a été rapportée.

Les analyses DSC ont confirmé que le vieillissement engendrait de légères modifications non significatives du comportement du PET en fusion. Par contre, une diminution du taux de cristallinité des fils et des prothèses vieilles a été constatée au bout de 15 jours. L'apparition d'un pic plus marqué dans la zone de fusion signifierait que des morphologies cristallines différentes ont été mises en évidence au cours du vieillissement. L'analyse de la microstructure du polymère par DRX n'a pas montré de différences significatives entre les diffractogrammes en fonction de la durée de vieillissement. Toutefois, le vieillissement effectué n'était pas assez poussé pour induire des modifications sur le polymère.

Ces analyses ont permis de mettre en évidence ou de confirmer un processus de dégradation des prothèses en PET pour les premiers jours de vieillissement. Ce processus est

marqué essentiellement par une modification de la structure textile de la prothèse (surtout une forte atténuation de cosselage) et une chute de la compliance longitudinale et de la compliance radiale. Ces premières investigations, nécessitent bien entendu des études complémentaires sur d'autres prothèses et sur des durées plus importantes, permettant de présenter des informations plus quantitatives sur une éventuelle dégradation du polymère.

L'objectif n'était pas d'effectuer une étude exhaustive sur les prothèses vasculaires. Cette étude prendra beaucoup de temps dans le futur. Mais nous voulions confirmer que la fatigue exercée par le flux pulsé sur les prothèses engendrait bien les dégradations attendues déjà observées *in vivo*. Certains mécanismes de dégradation à cinétiques lentes demandent plus de temps d'essai. Mais cette étude succincte laisse entrevoir la possibilité de mieux cerner les mécanismes de vieillissement grâce au montage développé.

## Conclusion générale

L'objectif principal de ce travail est de contribuer à l'étude de la compliance et du vieillissement des prothèses artérielles dans des conditions in-vitro réalistes. Nous avons mis au point une technique de mesure de la compliance statique et dynamique des prothèses artérielles grâce à une pression fluide sans ajout de membrane étanche perturbant les mesures, contrairement aux essais pratiqués par tous les dispositifs actuels. Nous avons également validé la possibilité d'étudier sur notre montage le vieillissement accéléré des prothèses en polyéthylène téréphtalate, non seulement d'un point de vue strictement descriptif, mais aussi au travers de l'étude des structures textiles, du comportement mécanique des propriétés physico-chimiques du polymère.

Le dispositif expérimental développé est composé essentiellement d'un dispositif de mise sous pression régulée (statique et pulsée) des prothèses par un fluide, d'un dispositif de mise sous tension mécanique de la prothèse, d'un système de chauffage et d'un système d'imagerie. Le tout est piloté par un système de commande. La pression est contrôlée par un capteur de pression situé en amont de la prothèse. La valeur de la pression injectée à l'intérieur de l'échantillon est affichée en permanence. Une caméra vidéo, fixée sur le dispositif enregistre en temps réel l'évolution de l'image de la prothèse au cours de l'essai. Le dispositif est piloté par des composants communiquant par un réseau de terrain (CANOPEN, ETHERNET...). Un automate commande le dispositif à travers des modules entrées/sorties. Le dispositif dispose également d'une armoire électrique qui assure l'alimentation des différents organes du système.

Pour estimer la compliance des prothèses, il est donc important de pouvoir estimer avec précision l'évolution du volume intraluminal de la prothèse sous des charges de pression variables. Le principe de la mesure consiste à soumettre une prothèse ou un élément biologique à des pressions croissantes (de 0 à 240 mmHg) correspondant à la pression physiologique qui s'exerce sur la paroi de l'artère durant le cycle cardiaque et d'analyser les évolutions de ses dimensions à l'aide des techniques d'imagerie.

Les premiers résultats montrent que les prothèses sont bien moins compliantes qu'annoncé par les fabricants et présentent une compliance très éloignée des artères saines de l'hôte. Les valeurs de compliance des prothèses testées sont influencées par plusieurs paramètres à savoir

la matière (Polyéthylène téréphtalate, Polytétrafluoréthylène...), le diamètre, l'épaisseur de la paroi, la structure (tricotée, tissée, extrudée...), la géométrie du cosselage (circulaire ou hélicoïdale) la présence d'une éventuelle enduction. Ainsi, le développement des analyses géométriques et mécaniques en lien avec la compliance devrait permettre une meilleure maîtrise du processus de fabrication en lien avec les cinétiques de dégradation.

Il a été démontré, sur une étude effectuée sur des prothèses de diamètre 8 mm, que l'ajout d'une membrane même très souple, introduit des couplages entre la structure prothétique et la membrane. Ce couplage engendre une inhomogénéité des propriétés le long de la prothèse et un comportement élastique modifié. L'analyse de la variance a montré des différences significatives des valeurs de compliance avec et sans membrane pour les deux intervalles de pression de référence (30-135 mmHg et 30-240 mmHg). Nous remarquons surtout de très significatives différences pour la compliance longitudinale pour les prothèses testées dans les deux plages de pression.

Les essais mécaniques de traction circonférentielle et traction longitudinale ont permis d'une part de révéler le comportement dynamométrique des prothèses étudiées et d'autre part de valider en première approche les résultats de compliance obtenus sur notre montage.

Notre dispositif a également été utilisé comme banc de sollicitation hydrodynamique de prothèses pour l'étude du vieillissement accéléré. Un segment de prothèse, maintenu à une température de 40°C et une prétension longitudinale de 40 cN, a été sollicité à une fréquence de 120 battements par minute dans une plage de pression pulsée d'un fluide entre 130 et 200 mmHg.

La caractérisation des prothèses ayant subi le vieillissement accéléré a permis de valider que l'on puisse approcher la compréhension des mécanismes liés à la détérioration de la « durée de vie utile » de ces substituts. Un aspect de la modification de la structure de la prothèse au cours du vieillissement est la forte atténuation du cosselage constatée après 9 heures de sollicitation. Après une durée du vieillissement de 8 jours, l'allongement semble être stabilisé (avec un taux d'allongement de 133%) et le cosselage a quasiment disparu. De plus, la caractérisation de la contexture de la prothèse met en évidence une diminution très nette de la densité des rangées et de la densité des mailles des tricots étudiés. La forme de maille change plus fortement dans le sens longitudinal que dans le sens transversal du tube prothétique. Le vieillissement semble engendrer une contexture moins serrée de la prothèse textile et des évolutions de textures. Il apparait aussi que le diamètre des filaments à tendance

à augmenter légèrement pendant les premiers 15 jours des essais de fatigue. Ces constatations ont été vérifiées par des analyses MEB témoignant d'un gonflement des filaments au cours de vieillissement.

L'exploration des états de surface des fibres par la technique AFM met en évidence quelques phénomènes mécanique et physique du vieillissement. La présence des fissures, caractéristique de l'endommagement mécanique, confirme que les fibres, dès leur élaboration, puis suite aux étapes de fabrication des prothèses, subissent des contraintes mécaniques et thermiques amorçant leur fissuration.

L'analyse du comportement mécanique des prothèses montre une nette diminution de la compliance longitudinale de 97% après 3 heures de sollicitation. La compliance radiale diminue de 82 % en 4 jours. La prothèse semble perdre son élasticité dans le sens longitudinal et le sens transverse au cours du vieillissement. Par contre, le vieillissement des prothèses pendant 15 jours n'a pas engendré de changements significatifs au niveau du comportement mécanique des filaments. Néanmoins, une légère diminution de la déformation à la rupture de la prothèse par rapport à la prothèse vierge a été rapportée.

Les analyses DSC ont confirmé que le vieillissement engendrait de légères modifications du comportement du PET en fusion. Une diminution du taux de cristallinité des fils et des prothèses vieilles a été mise en évidence au bout de 15 jours. L'analyse de la microstructure du polymère par DRX n'a pas montré de différences significatives entre les diffractogrammes en fonction de la durée de vieillissement. Toutefois, le vieillissement effectué n'était pas assez poussé pour induire des modifications très significatives sur le polymère.

Ces analyses ont permis en première approche de confirmer la validité de notre procédure pour l'étude du vieillissement des prothèses vasculaires. Ainsi, nous avons pu constater les prémisses d'un processus de dégradation des prothèses en PET dès les premiers jours de vieillissement. Ce processus est marqué essentiellement par une modification de la structure textile de la prothèse (surtout une forte atténuation de cosselage) et une chute de la compliance longitudinale et de la compliance radiale. Ces investigations nécessitent bien entendu des études complémentaires permettant de présenter des informations plus quantitatives sur la dégradation des fibres et du polymère.

En conclusion, les résultats obtenus montrent que de nombreux développements sur les prothèses artérielles sont nécessaires pour mieux corréler leurs comportements aux



performances attendues dans le but se rapprocher du comportement des artères saines. Il s'est avéré que la dégradation des polymères est la combinaison de différents mécanismes en compétition. La difficulté repose donc sur la discrimination de ceux-ci. Chaque technique d'analyse ayant sa propre sensibilité à tel ou tel phénomène, le regroupement et la corrélation de tous les résultats obtenus sont indispensables pour une compréhension globale des mécanismes de dégradation des prothèses en PET.

En perspectives, à court terme, nous pouvons envisager au-delà de l'étude systématique de la compliance des prothèses de toutes marques et de toutes formes, d'étendre notre approche à la mesure de la compliance des endoprothèses, des artères et des veines. Ainsi, il serait possible d'apporter des comparaisons plus précises sur les différents éléments devant s'affronter.

Nous proposons aussi à court terme de poursuivre l'étude du vieillissement des prothèses artérielles en travaillant avec des durées plus importantes et des sollicitations plus complexes. Peut-être est-il possible d'établir des relations d'équivalence temps température à l'aide de la technique d'analyse mécanique dynamique et s'en servir pour prédire l'évolution des propriétés des prothèses artérielles à long terme lors des essais de vieillissement accéléré. En plus des techniques d'analyses utilisées dans ce travail, nous envisagerons de faire appel à la technique de résonance magnétique nucléaire pour avoir des informations sur la masse macromoléculaire des prothèses en fonction de la durée du vieillissement. L'objectif de pouvoir établir une cinétique de dégradation des prothèses artérielles est loin d'être atteint, il reste un énorme travail à effectuer.

A long terme, les connaissances apportées par nos études permettront d'envisager une amélioration du comportement et de la tenue mécanique des prothèses actuelles. De même, on peut raisonnablement envisager d'autres systèmes prothétiques s'intégrant mieux au milieu biologique, en satisfaisant d'autres critères que la seule résistance mécanique tout en garantissant une meilleure fiabilité. De plus plusieurs thèmes ont émergé ces dernières années et parmi ceux-ci l'ingénierie tissulaire. Celle-ci suscite des espoirs compte tenu des résultats encourageants obtenus à ce jour relativement à l'objectif d'une reconstruction totale et fonctionnelle d'un vaisseau sanguin. Cependant, cette voie est également la plus longue et de nombreuses années risquent de s'écouler avant de voir la commercialisation d'une application concrète destinée à l'homme.

# **Références Bibliographiques**

## Références Bibliographiques

[ABB.87] Abbott W, Megerman J, Hasson J, l'Italien G, Warnock D. J Vasc Surg, 1987, 5, 3: 76-382.

[ALI.98] Alimi YS, Chakfé N, Rivoal E, Slimane KK, Valerio N, Riepe G, Kretz JG, Juhan C, J Vasc Surg, 1998, 28: 178-183.

[ANL.72] Anliker M, In Biomechanics. Its Foundations and Objectives. Ed. By Fung YC, Perrone N, Anliker M 1972: 337.

[AST.97] ASTM, Standard Practice for Conditioning Textiles for Testing (D-1776-90), American Society for Testing and Materials, Philadelphia 1997, PA: 483-485.

[AZZ.10] Ben Azzouz Ahmed K, thèse, Université de Haute Alsace, France, 2000.

[BAC.99] Bacharan C, thèse, Université Paul Sabatier, France, 1999.

[BAI.00] Bai C, Spontak RJ, Koch CC, Saw CK, Polymer 2000, 41: 7147-7157.

[BAR.68] Baranov VG, Volkov TJ, Polymer Science 1968, 10: 222.

[BAR.02] Barba C, Montané D, Rinaudo M, Farriol X, Cellulose 2002, 9: 319-327.

[BAT.84] Batt M, King M, Guidion R et al. La Presse Médicale, 1984, 33 : 1997-2000.

[BEN.99] Ben Abdessalem S, Thèse, Université Haute Alsace, France, 1999.

[BEN.08] Benchabane A, Bekkour K, Colloid Polym Sci, 2008, 286: 1173-1180.

[BER.81] Berger K, Sauvage LR, Ann Surg 1981, 193: 477-491.

[BLU.77] Blumenberg RM, Gelfand ML, Surg 1977, 81: 493-496.

[BON.05] Bonnet J, Atherosclerosis. EMC. Paris, Elsevier 2005: 436-458.

[BOS.98] Bos GW, Poot AA, Beugeling T, Van Aken WG, Feijen J, Arch of Physiol Biochem, 1998, 106: 100-115.

[CHA.91] Chakfé N, Chaput C, Douville Y, Boyer D, Marois Y, Roy PE, Guidoin R, A comprehensive guide to medical/Pharmaceutical applications, M.Szycher (ed.), Technomic Publishing 1991: 405-424.

[CHA.92] Chandran KB, Gao D, Han G et al., Med Biol Eng Comp 1992, 30: 413-418.

[CHA.97A] Chakfe N; Beaufigeau M; Durand B, Kretz JG, Séminaire intensif de thrombose, France 1997: 1-6.

[CHA.97B] Chakfé N; Kretz JG; Durand B, Riepe G, Urban U, Cottin-Bizonne S, Lemagnen JF, Hassani O, Beaufigeau M, EdahTally SJ, Méd Strasbourg 1997, 28: 17-23.

[CHA.99] Chakfé N et al., Ann Vasc Surg, 1999, 3: 509-523.

- [CHA.01] Chakfé N, Riepe G, Dieval F, Le Magnen JF, Wang L, Urban E, Beaufigeau M, Durand B, Imig H, Kretz JG. *J Vas Surg*, 2001, 33, 1015-1021.
- [CHA.04] Chakfé N, Dieval F, Riepe G, Mathieu D, Zbali I, Thaveau F, Heintz C, Kretz JG, Durand B, *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 2004, 27: 33–41.
- [CHA.09] Chaouch W, Thèse, Université de Haute Alsace, France, 2009.
- [CHA.11] Chakfé N, Khoffi F, Georg Y, Thaveau F, Dieval F, Le Magnen J-F, Durand B, Controversies and updates in vascular surgery 2011, Edizioni Minerva Medica Torino 2011, 79: 466-472.**
- [CHE.99] Chen JH, Laiw RF, Jiang SF et al, *J Biomed Mater Res*, 1999, 48: 235-245.
- [CHU.10] Chung S, Ingle NP, Montero GA et al., *Acta Biomaterialia* 2010, 6: 1958-1967.
- [CLA.83] Clagett GP, Slander JM, Eddleman WL, Cabellob S, Youkey JR, Olson DW, Hutton JE, Rich NM, *Surgery*, 1983, 9: 9-16.
- [CLE.03A] Clerck K, Rahien H, Van Mele B, Kiekens P, *J Appli Polymer Sci*, 2003, 89: 3840-3849.
- [CLE.03B] Clerck K, Rahien H, Van Mele B, Kiekens P, *J Appli Polymer Sci*, 2003, 90: 105-114.
- [CLO.85] Clowes A, Gown A, Hanson S, et al, *Am J Pathol* 1985, 118: 43-54.
- [CON.02] Conklin BS, Richter ER, Kreutziger KL, Zhong DS, Chen C, *Med Eng Phys*, 2002, 24: 173-183.
- [COO.74] Cooke PA, Nobis RA, Stoney JR, *Arch Surg*, 1974, 103: 101-110.
- [COT.98] Cottin B - Le Gall S, Thèse, Université de Haute Alsace, France, 1998.
- [COU.88] Couture J, Guidoin R, *Annales de Chirurgie* 1988, 42 : 365-374.
- [CRE.54] Creech O, *Surgery* 1954, 36: 431-444.
- [DAU.54] Daubeny RP, Bunn CW, *Proc Roy Soc Lon*, 1954, 226: 531-542.
- [DAW.91] Dawson PC, Gilbert M, Maddams WF, *J Polym Sci, Polym Phys Ed* 1991, 29: 1407.
- [DER.78] Derminot J. *Industrie textile Nov.* 19780: 1083.
- [DES.85] Descotes J. *La presse médicale*, 1995, 14, 2: 109.
- [DIE.03] Dieval F, Chakfé N, Wang L et al., *Euro J Vasc Endovasc Surg* 2003, 26, 4: 429–436.
- [DIE.11] Dieval F, Khoffi F, Chaouch W, Mir R, Le Nouen D, Chakfé N, Durand B, *Int J Polym Sci*, 2012, doi:10.1155/2012/646578.**
- [DOI.97] Doi T, Matsuda T, *J Biomed Mater Res*, 1997, 37 : 573-584.
- [DOW.91] Downs AR, Guzman R, Formichi M, et al. *Can J Surg*, 1991, 34: 53-58.
- [DUM.91] DUMAZET P, Thèse de l'Université Lyon I, France, 1991.
- [DUR.01] Durand B, Dieval F, Le Magnen, JF, Chakfé N, *Acquisitions nouvelles sur les biomatériaux vasculaires, ESVB* 2001 : 51-66.

- [EAS.62] Eastcott HG, Robinson HG, *The Lance* 1962, 2: 75-76.
- [EDA.01] Edali M, Esmail MN, Vatistas GH, *J Appl Polym Sci*, 2001, 79: 1787.
- [EDW.63] Edwards WS, In: Wesolowski SA, Dennis C, editors. *Fundamentals of vascular grafting*. New York: McGraw-Hill, 1963.
- [EDW.78] Edwards WS. Arterial grafts. Past, present, and future. *Arch. Surg* 1978, 113: 1225-1233.
- [EDW.98] Edwards A, Carson RJ, Szycher M, Bowald S, *J Biomater Appl*, 1998, 13: 23-45.
- [FLA.74] Flaud P, Geiger D, Oddou C, Quémada D, *J Phys*, 1974, 35 : 869-882.
- [FLA.75] Flaud P, Geiger D, Oddou C, Quémada D, *Revue de Physique Appliquée* 1975, 10: 61-67.
- [FEL.90] Feldstein M, Pourdeyhimi B, *J Mater Sci Let*, 1990, 9: 1061-1065.
- [GHA.97] Ghannam MT, Esmail MN, *J Appl Polym Sci*, 1997, 64: 289.
- [GOR.04] Gorbet MB, Sefton MV, Michael V, *Biomaterials*, 2004, 25, 26: 5681-5703.
- [GRE.00] Greenwald SE, Berry CL, *J Pathology*, 2000, 190, 3: 292-299.
- [GUI.82] Guidion R, King M, Gosselin C, *Rev Eur Tech Biomed*, 1982, 4: 13-25.
- [GUI.83] Guidoin R, Gosselin C, Martin L, Laroche F, Marois M, King M, Gunasekera K, Domurado D, Sigot-Luizard MF, Blais P, *J Biomed Mater Res*, 1983, 17: 1049-1077.
- [GUI.86] Guidoin R, Gagnon Y, Roy PE et al, *J Vasc Surg*, 1986, 3 : 146-154.
- [GUI.87] Guidion RG, King M, Marois M et al., *Journal des Maladies Vasculaires (Paris)* Masson 1987, 12: 303-314.
- [GUI.92] Guidoin R, King M, Deng X, Earis E, Douville Y, Kieffer E, Edition AERCV, Paris, 1992: 3-51.
- [GUI.93] Guidoin R, Maurel S, Chakfé N et al., *Biomaterials* 1993, 14: 694-704.
- [GUP.97] Gupta B, Kasyanov VA. *J Biomed Mater Res*, 1997, 34, 3: 341-349.
- [GUP.09] Gupta B, In: "New technologies in vascular biomaterials, Connecting Biomaterial to arterial structures", Chakfé N, Durand B, (eds.), Strasbourg, 2009: 23-46.
- [HAG.98] Hagège. R Filage textile, *Techniques de l'Ingénieur* 1998, AM 3 740.
- [HAR.56] Harrison JH, Adler RH, *Surg Gyneco Obst*, 1956, 103: 613-627.
- [HAR.03] Haruguchi H, Teraoka S, *J Artif Organs*, 2003, 6, 4: 227-235.
- [HAS.79] Hasegawa M, Azuma T, *Biomechanics*, 1979, 12: 509-517.
- [HAS.85] Hasson JE, Megerman J, Abbott WM, *J Vasc Surg* 1985, 2, 3: 419-423.
- [HIR.70] Hiroshi Y, Gaynor Evans F (eds.), Edition The Williams and Wilkins Compagny, Baltimore, 1970.
- [HOW.87] How TV, Annis D, *J Biomed Mater Res*, 1987, 21: 1093-1108.

- [HUS.76] Hussey HH, JAMA 1976, 235: 848.
- [INO.06] Inoguchia H, Kwon IK, Inoue E et al., Biomaterials 2006, 27: 1470–1478.
- [ISO.98] International standard ISO/DIS 7198, 1998; Cardiovascular implants; Tubular vascular prostheses. Constant; Load gauge 8.7.4.2 p:37.
- [IVA.08] Ivanenko A, Thèse, Université de Haute Alsace, France, 2008.
- [JAY.96] Jay J, Boissier C, Fouquet R, Favre JP, Zara H et al., Innov Techn Biol Med, 1996, 17,4: 273-280.
- [JON.69] Jones RT, Annu Rev Fluid Mech 1969: 1.
- [KAS.06] Kassab GS, Navia JA, Annu Rev Biomed Eng, 2006, 8: 499–535.
- [KEN.64] Kenedi RM, Gibson T, Daly CH, in Structure and Function of Connective and Skeletal Tissue, Jackson SF, Harkness SM, and Trismann GM, Editors. 1964, Scientific Committee: St. Andrews, Scotland: 388-395.
- [KHO.11] Khoffi F, Dieval F, Chakfé N, Durand B, Phys Procedia 2011, 21: 234-239.**
- [KIM.93] Kim YH, Chandran KB. Biorhology 1993;30:117-130.
- [KIN.74] Kinely C, Passche P, MacDonald A, Marble A, Surgery, 1974, 75: 28-30.
- [KIN.82] King M, Guidoin R, Gosselin C, et al. Rev Eur Biotech Med, 1982, 4: 26-33.
- [KIN.85] King M, Guidoin R, Blais P, Garton A, Gunasekera KR. Second symposium, ASTM STP 859. Philadelphia: American Society for Testing and Materials 1985: 294-307.
- [KIR.65] Kirshenbaum I, J Polymer Sci. 1965, A-3: 1869.
- [KLI.62] Klip W, Martinus Nijhoff, The Hague 1962.
- [KOK.95] Kokkalas DE, Bikiaris DN, Karayannidis GP, J Appl Polymer Sci, 1995, 55: 787-791.
- [KOM.62] Komoro K, J Kyoto Pref Med Univ, 1962, 71: 65-98.
- [KON.02] Kong Y, Hay JN, Polymer, 2002, 43: 3873-3878.
- [LAH.95] Lahrouni A, Arman J, Eur Polym J, 1995, 31,4: 347-352.
- [LAN.99] Langroudi AE, Thèse, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, France, 1975.
- [LEE.86] Lee JM, Wilson GJ, Biomaterials, 1986, 7: 423-431.
- [LEM.01] Le Magnen JF, Mathieu D, Chakfé N, Durand B, Acquisitions nouvelles sur les biomatériaux vasculaires, ESVB 2001: 13-30.
- [MAR.02] Marechal E, Geil PH, Gupta VB, Bashir Z, Handbook of thermoplastic polyesters. Volume 1: Homopolymers and copolymers, Edité par Stoyko Fakirov, Willey-VCH, Allemagne, 2002: 753.
- [MAR.10] Marelli B, Alessandrino A, Farè S, Freddi G, Mantovani D, Tanzi MC, Acta Biomaterialia 2010, 6: 4019-4026.

- [MAT.92] Matsumoto T, Naiki T, Hayashi K. *J Biomed Mater Eng*, 1992, 2: 171-183.
- [MEA.95] Meadox Medicals Inc. *Medical textiles*, May 1995: 5-6.
- [MEA.99] Meadox Medicals Inc. *Medical textiles*, April 1999: 4-8.
- [MEH.78] Mehta A, Gaur U, Wunderlich B. *J Polymer Sci*, 1978, 16: 289-296.
- [MEG.83] Megerman J, Abbott WA, In: Wright CB, editor. *Vascular grafting: Clinical applications and techniques*. John Wright, PSG Inc, 1983: 344-364.
- [MOG.08] Moge A, Gupta BS, *J Text Inst* 2008, 99, 467-477.
- [MOS.93] Moses HW, Quin S, Sauvage LR, Kaplan S, Hayashida N, Patel MD, Wechezak AR, *Ann Vascr Surg*, 1993, 7, 2: 156-168.
- [NAI.08] Nait-Ali KL, Thèse, Université de Montpellier II, France, 2008.
- [NEA.70] Nealy G, Davis TG, Kibler J, *J Polymer Sci*, 1970, A-2, 8: 2141-2151.
- [NOO.78] Noon GP, Debakey MC, De Bakey, In "Vascular Grafts", Sawyer PN, Kaplitt MJ (eds.), Appleton-Century Crofts, New York 1978: 177-184.
- [NUN.92] Nunn DB, Kieffer E (ed.), Edition AERCV, Paris 1992: 3-51.
- [OKU.89] Okuhn SP, *J Vasc Surg* 1989, 9: 35-45.
- [OTT.72] Ottinger MB, Rutherford RB, Skinner DB, *Surgery* 1972, 72: 769-771.
- [OTT.76] Ottinger LW, Darling C, Wirthlin LS, Linton RR. *Arch Surg*, 1976, 111: 146-149.
- [OUD.51] Oudot J, *Presse Méd* 1951, 59: 234-236.
- [OUD.86] Oudet C, Thèse de l'Ecole des Mines de Paris, France, 1986.
- [PAT.69A] Patel DJ, Fry DL, *Circ Res*, 1969. 24, 1: 1-8.
- [PAT.69B] Patel DJ, Janicki JS, *Circ Res*, 1969, 25, 6: 765-779.
- [PET.60] Peterson LH, *Circ Res* 1960, 8: 622-639.
- [POU.87A] Pourdeyhimi B, *Text C, J Biomat Appl*, 1987, 2, 163-200.
- [POU.87B] Pourdeyhimi B., *Textile Progress*, 1987, 15, 3 : 1-35.
- [PUR.98] Purslow PP, Wess TJ, Hukins DW, *J Exp Biol*, 1998, 201,1: 135-142.
- [RAO.91] Rao TJ, Pan C et al., *Biomaterials*, 1991, 12: 335-344.
- [RIE.97] Riepe G, Loos J, Imig H, Schroder A, Schneider E, Petermann J et al. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 1997,13: 540-548.
- [ROB.69] Roberts RC, *Polymer*, 1969, 10: 113.
- [ROG.91] Roger T, Mcintyre J, Hata C, Lu CL, Wang E, Quijano R. *ASAIO transactions* 1991, 37: 470-472.

- [ROS.96] Rossi S, Bonferoni MC, Ferrari F et al., Eur J Pharm Sci, 1996, 4, 3: 189-199
- [SAK.93] Sakalihasan N, Heyeres A, Nusgens BV, Limet R, Lapiere CM, Eur J Vasc Surg 1993, 7, 6 : 633-637.
- [SAL.01] Salacinski HJ, Goldner S, Giudiceandrea A et al., J Biomater Appl, 2001, 15, 3: 241-278.
- [SAR.06] Sarkar S et al., Eur J Vas Endovas Surg, 2006. 31, 6: 627-636.
- [SAU.67] Sauvage LR, Berger KE, Gross RE, Ann Surg, 1967, 166: 844-851.
- [SAU.71] Sauvage LR, Berger KE, Nakagawa Y, Wood SJ et al, Surgery, 1971,70: 940-953.
- [SEI.95] Seifalen AM, In: Greenhalgh RM, ed. Vascular Imaging for Surgeons. London: WB Saunders, 1995: 51-70.
- [SLA.87] Sladen JD, Gerein AN, Miyagishima RT, Am J Surg, 1987, 153: 453-458.
- [SMI.56] Smith CW, Dole M, J Polymer Sci, 1965, 20: 37.
- [SOT.78] Sotton M, Arniaud AM, Rabourdin C, Bull, Scient. ITF, 1978, 7, 27: 265-303.
- [SWE.78] Sweet GE, Bell JP, J Polymer Sci, 1978, 16: 2057-2077.
- [TAI.00] Tai NR, Salacinski HJ, Edwards A, Hamilton G, Seifalian AM. Br J Surg, 2000, 87: 1516-1524
- [TAT.93] TATE S, WATANABE Y, CHIBA A, Polymer, 1993, 34: 4974-4977.
- [TEX.93A] Hearle JWS, Polyester: 50 years of achievement, Brunnschweiler D and Hearle JWS (Eds.) The Textile Institute, Manchester, 1993: 6-9.
- [TEX.93B] Morton WE, Hearle JWS, Physical properties of textile fibers. The Textile Institute, Manchester, 1993.
- [THO.02] Thomson RW, Geraphy PJ, Lee JK. Current problems in surgery, 2002, 39, 2: 110-230.
- [TRU.95] Trubel W, Schima H, Mortz A et al. Eur J Vasc Endovasc Surg, 1995, 10: 415-423.
- [VAL.99] Valadez-Gonzalez A, et al., Polym Deg Stab 1999, 63, 2: 253-260.
- [VER.80] Verdu J, Techniques de l'Ingénieur, 1980, A3150.
- [VIN.90] Vinard E, Eloy R, Descotes J, Brudon JR, Guidicelli H, Patra PH, Huc A, La presse médicale, 1990, 19, 15: 09-714.
- [VIN.91] Vinard E, Eloy R, Descotes J et al., J Biomed Mater Res, 1991, 25: 595-610.
- [VOO.52] Voorhees AB, Jaretkilii A, Blakemore AH. Ann Surg, 1952, 135: 332-336.
- [VRA.96] Vrancken Peeters MY, Voorwinde A, Mackaay AJ, Butzelaar RM, Eur J Vasc Endovasc Surg, 1996, 11: 243-246.
- [WAL.03] Walsh PW, Chin-Quee S, Moore Jr JE, Med Eng Phys, 2003, 25: 299-307.



[WAN.01] Wang L, Thèse, Université de Haute Alsace, France, 2001.

[WES.61] Wesolowski SA, Fries CC, Karlson KE, Debakey MC, Sawyer PN, Surgery, 1961, 50: 91-96.

[WES.64] Wesolowski SA, Fries CC, Hennigar G, Fox LM, Sawyer PN, Sauvage LR, J Cardiovasc Surg, 1964, 5: 544-567.

[WES.68] Wesolowski SA, Fries CC, Martinez A, McMahon JD, Ann N.Y. Acad. Sc 1968, 146: 325-344.

[WU.03] Wu S et al., Materials Letters, 2003, 57, 18, 2647-2650.

[YAS.78] Yashar JJ, Richman MH, Dyckman J, Witoszka M, Burnard RJ, Weyman AK et al. Surgery, 1978, 84: 659-663.

[YAW.74] Yaw PB, Grisell TW, Wahle WM, Shumacker HB, Glover JL, Surgery 1974, 75: 140-144.

[YUB.66] Yubayashi T, Yamada N, Orito Y, J Chem Soc Japan, Ind Chem Sec 1969, 69: 9.

[ZBA.04] Zbali I, Thèse, Université de Haute Alsace, France, 2004.

# **Annexes**

**LEXIQUE**

<i>Albumine</i>	s.f.	Variété de protéine simple (holoprotéine) soluble dans l'eau. Les albumines existent dans le sérum sanguin (sérum albumine), l'œuf (ovalbumine), le lait, le protoplasma.
<i>Amputation</i>	s.f.	Opération qui consiste dans l'ablation d'un membre, d'un segment de membre ou d'une partie saillante (langue, sein, verge).
<i>Anastomose</i>	s.f.	Communication entre deux vaisseaux et, par extension, entre deux conduits de même nature, et entre deux nerfs. Elle peut être naturelle ou établie chirurgicalement.
<i>Anévrisme</i>	s.m.	(syn. Artériectasie) Tumeur circonscrite développée dans le trajet d'une artère par dilatation des parois. Le sang circulant y forme les caillots.
<i>Anticoagulant</i>	s.m.	Substances s'opposant à la coagulation du sang. Les anticoagulants sont utilisés chaque fois qu'il existe un risque de formation d'un caillot dans une veine ou une artère.
<i>Artère</i>	s.f.	Vaisseau sanguin transportant le sang rouge depuis sa sortie du ventricule gauche du cœur jusqu'aux organes et téguments. L'artère primitive est l'aorte d'où naissent tous les gros troncs artériels qui se subdivisent eux-mêmes jusqu'aux petites artéioles périphériques, qui elles-mêmes se terminent dans les capillaires d'où naissent les veines qui assurent la circulation de retour.
<i>Athérosclérose</i>	s.f.	Variété de sclérose artérielle caractérisée par l'accumulation de lipides amorphes dans la tunique interne du vaisseau (athérome). Elle débute dans la couche profonde de l'intima et se complique de prolifération et d'épaississement des fibres élastiques, d'atrophie et des cellules conjonctives, puis de calcifications et s'étend vers le média. Elle atteint surtout les grosses et les moyennes artères (aorte, artères coronaire et cérébrales, artères des membres) dont elle peut provoquer l'oblitération.

<b><i>Cantilever</i></b>	s.m.	Le capteur de force est un ressort-lame (stylet) encastré à une extrémité et muni d'une pointe à l'autre extrémité, il est encore appelé « cantilever ».
<b><i>Cellules endothéliales</i></b>		Cellules très aplaties qui s'unissent pour revêtir l'intérieur du cœur et des vaisseaux sanguins et lymphatiques.
<b><i>Cicatrice (cicatrix)</i></b>	s.f.	Tissu fibreux de nouvelle formation qui réunit les parties divisées et remplace, s'il y a lieu, les pertes de substance, il est le résultat de la cicatrisation.
<b><i>Cicatrisation</i></b>	s.f.	Guérison d'une plaie. 1). Cicatrisation ou réunion par première intention ou immédiate (per primam intantionem). Cicatrisation obtenue rapidement quand les lèvres de la plaie sont accolées spontanément ou par suture et qu'il n'y a pas d'infection. 2). Cicatrisation ou réunion par deuxième intention ou secondaire (per secundam intantionem). Guérison plus lente, obtenue quand les lèvres de la plaie sont écartées, lorsqu'il y a perte de substance et surtout infection, la plaie est comblée par des bourgeons charnus (granulations) qui s'épidermisent. 3). Cicatrisation sous-crustacée (sous une croûte) Réparation des plaies superficielles de la peau avec perte de substance, mais sans infection. Le derme se recouvre d'un nouvel épiderme à l'abri de la croûte (sang et lymphes coagulés) qui tombe quand la réparation est terminée.
<b><i>Clamp</i></b>	s.m.	Pince chirurgicale dont les longues branches sont munies de crans permettant de serrer avec la force voulue et de maintenir cette pression.
<b><i>Coagulation</i></b>	s.f.	Transformation d'une substance organique liquide en une masse solide ou demi-solide, de consistance plus ou moins molle et gélatineuse. Le sang laissé à l'air se coagule en quelques minutes. Les facteurs de coagulation du sang sont très nombreux et le déficit de l'un d'entre eux conduit à un allongement du temps normal de coagulation.
<b><i>Collagène</i></b>	s.m.	Protéine constituant la substance intercellulaire du tissu conjonctif.

<b><i>Compliance</i></b>		Capacité d'augmenter en diamètre selon une augmentation de pression quelconque. Rapport entre le volume du réservoir élastique et la pression du fluide qu'il contient. Autrement dit les variations de la compliance donne la possibilité d'évaluer, de jauger les diverses possibilités de souplesse, de distension d'un tissu.
<b><i>Endocrine</i></b>		Relatif à la substance sécrétée par une cellule ou une glande, qui est déversée dans le sang sans l'intermédiaire d'un canal excréteur.
<b><i>Endothéliasation</i></b>	s.f.	Une cicatrisation de la surface intérieure de la greffe ou bien le tube sanguin par cellule endothéliale.
<b><i>Faux anévrisme</i></b>		Masse sanguine formée au contact d'une plaie artérielle par le sang qui s'est échappé du vaisseau.
<b><i>Fibrine</i></b>	s.f.	Protéine du sang indispensable à la coagulation, dont le précurseur est le fibrinogène. Le fibrinogène circule à l'état normal dans le sang et devient fibrine sous l'action de certains facteurs de la coagulation lors de la formation du caillot.
<b><i>Gélatine</i></b>	s.f.	Protéine ayant l'aspect d'une gelée, fondant vers 25°C, que l'on obtient par action de l'eau chaude sur le collagène des tissus de soutien animaux.  Il est soluble dans l'eau chaude et insoluble dans les solvants organiques.
<b><i>Hémorragie</i></b>	s.f.	Effusion d'une quantité plus ou moins considérable de sang hors d'un vaisseau sanguin.
<b><i>inguinal (ale)</i></b>		Terme désignant tout ce qui est relatif à l'aîne.
<b><i>Maladie athéromateuse</i></b>	s.f.	La maladie athéromateuse est définie par l'O.M.S. (1957) comme une "association variable de remaniements de l'intima des artères de grand et moyen calibre, consistant en une accumulation segmentaire de lipides, de glucides complexes, de sang et de produits sanguins, de tissu fibreux et de dépôts calciques, le tout accompagné de modifications de la média".

<b><i>Paracrine</i></b>		Relatif à la substance sécrétée par une cellule, qui agit seulement sur des cellules voisines qui sont d'un autre type cellulaire.
<b><i>Sclérose</i></b>	s.f.	Infiltration d'un organe par du tissu conjonctif qui l'étouffe et lui donne une consistance ferme ou dure. La sclérose peut atteindre tous les tissus et tous les organes.
<b><i>Sténose</i></b>	s.f.	(gr. stenosis: étroit) (angl : stenosis) Diminution anormale, congénitale ou acquise, du calibre d'un canal, d'un vaisseau, d'un orifice ou organe creux.
<b><i>Thrombose</i></b>	s.f.	Formation d'un caillot dans un vaisseau sanguin ou dans une des cavités de cœur chez un être vivant.
<b><i>Thrombus</i></b>	s.f.	Masse sanguine coagulée in situ dans le cœur ou dans un vaisseau où elle détermine une thrombose.
<b>Vinyon</b>		Terme générique ayant cours aux USA pour désigner des fibres de chlorure de vinyle; correspond à l'appellation européenne de chlorofibre.

**Note : s. substantif; f. féminin; m. masculin, syn. synonyme.**

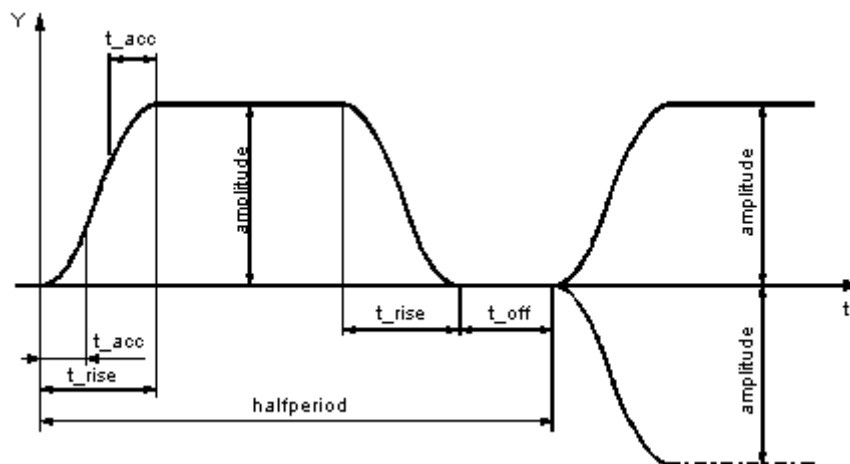
### Annexes III-1 : Création de flux pulsé

Pour créer un signal complexe de pression, il suffit d'envoyer une tension analogique de 0 ... 10 V sur une électrovanne proportionnelle. Cette électrovanne est commandée par l'automate et permet d'appliquer deux types de pressions, soit des pressions statiques soit une onde de pression pulsée.

Pour générer une pression pulsée avec l'API, deux types de fonctions sont possibles, soit un signal sinusoïdal soit un signal trapèze.

Pour paramétrer le signal sinus, nous devrions saisir l'acquisition des valeurs de paramètres suivants (Figure III-1A) :

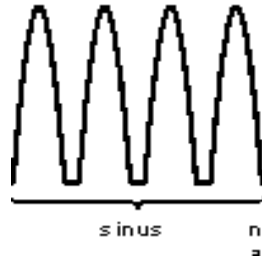
- La pression max et la pression min
- Le «HalfPeriode» qui représente la demi-période
- le «T<sub>off</sub>» défini comme le temps inactif (temps de pause). Une demi-période de la fonction correspond à « halfperiod - t<sub>off</sub> ».
- le «T<sub>rise</sub>» qui représente le temps de montée ou de chute de la pression entre les deux seuils de pression.



*Figure III-1A : Paramètres du signal généré par l'automate*

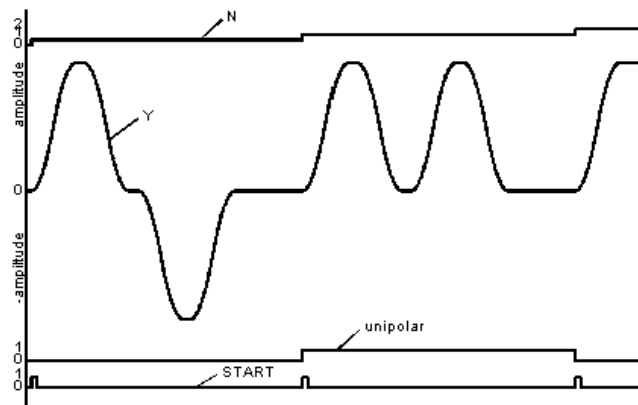
Pour pouvoir générer une onde sinusoïdale avec des valeurs de pressions positives, il faut utiliser des signaux de nature unipolaire. En appliquant ces types de signaux et en faisant

varier les paramètres d'acquisition, nous aurons le signal représenté sur la Figure III-1B. Ce signal ne correspond pas à la fonction voulue.



**Figure III-1B : Allure du signal unipolaire de la fonction sinus**

Pour paramétrer la fonction trapèze, il suffit de saisir l'acquisition des paramètres définis pour la fonction sinus auxquels on rajoute un autre paramètre qui est le « T\_acc » permettant de réaliser une montée ou une descente uniforme. Ainsi, il est possible de transformer une fonction trapèze en sinus. Dans notre cas, nous avons travaillé avec des valeurs positives de pression donc des fonctions unipolaires (Figure III-1C).

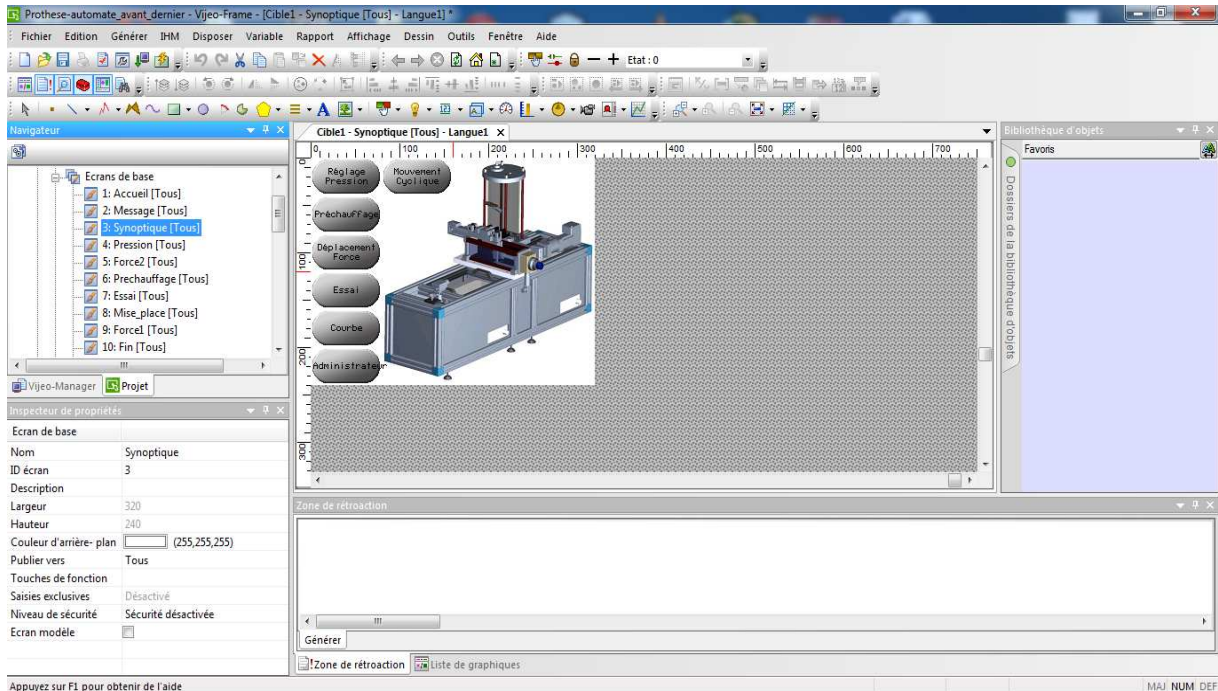


**Figure III-1C : Signaux bipolaire et unipolaire de la fonction trapèze**

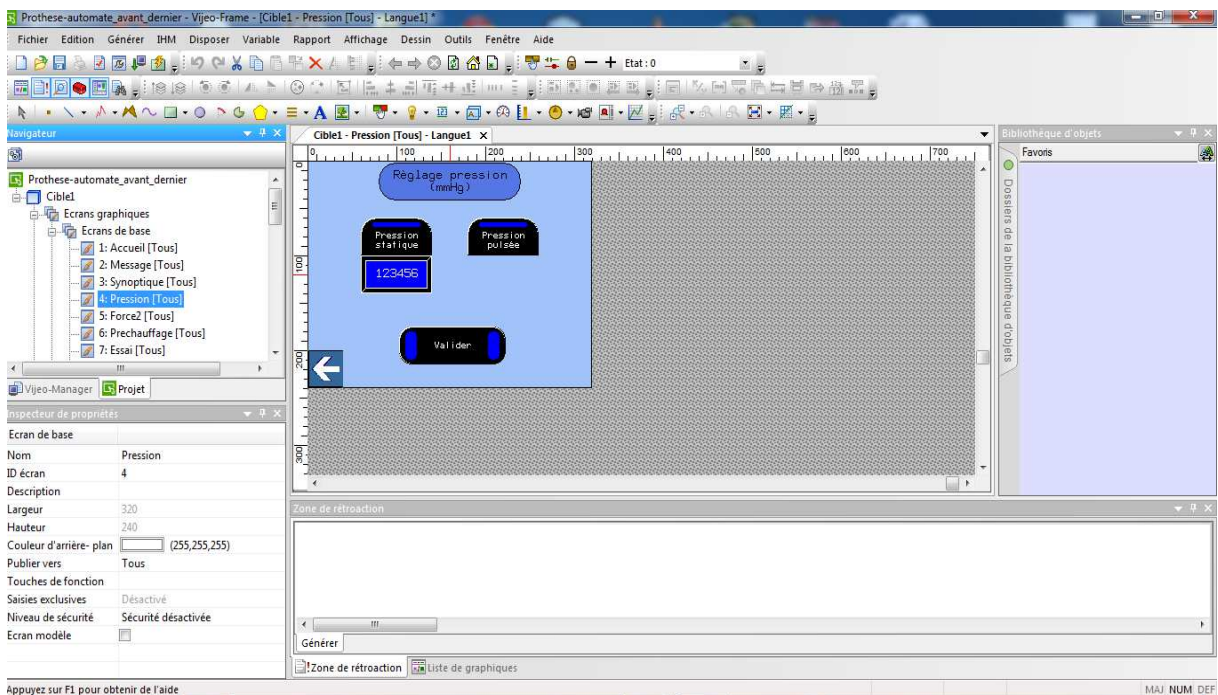


## Annexes III-2 : Programmation de l'IHM

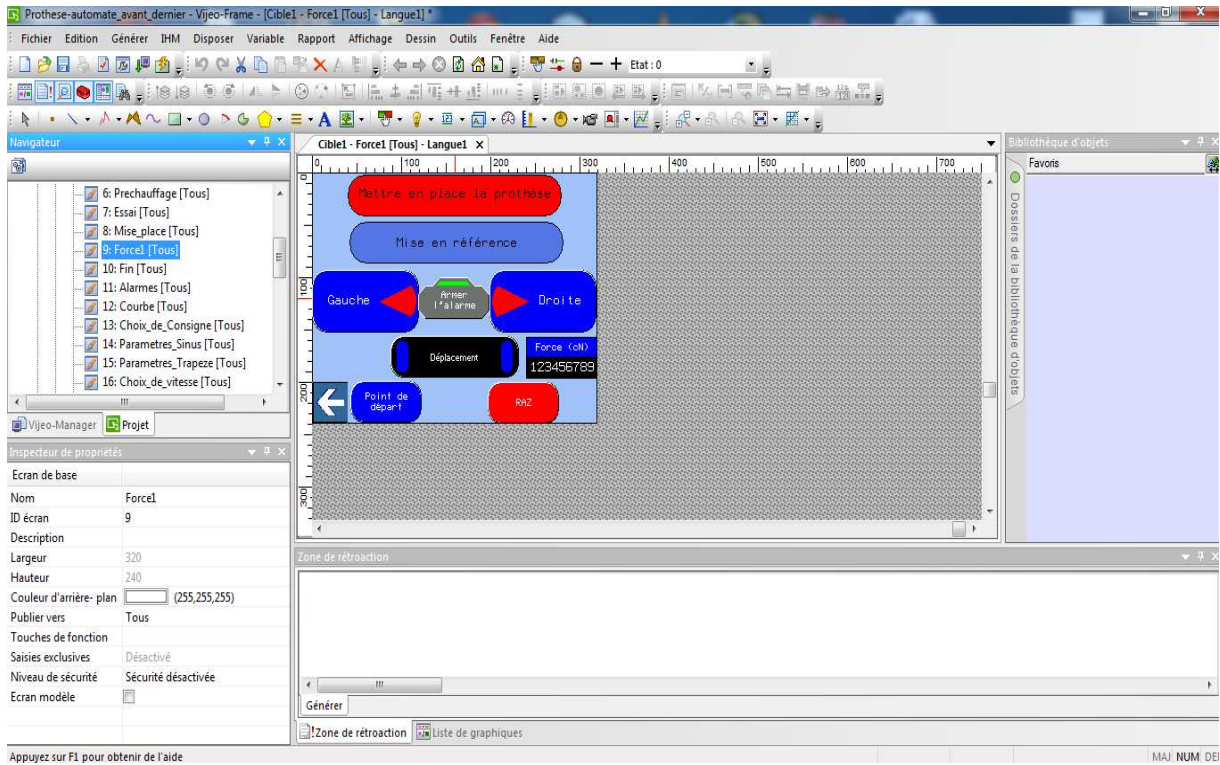
La programmation de l'IHM (Interface Homme Machine) a été réalisée avec l'outil logiciel VIJEO DESIGNER (Schneider Electric). Nous présentons en exemple quelques pages de programmation développées avec cet outil.



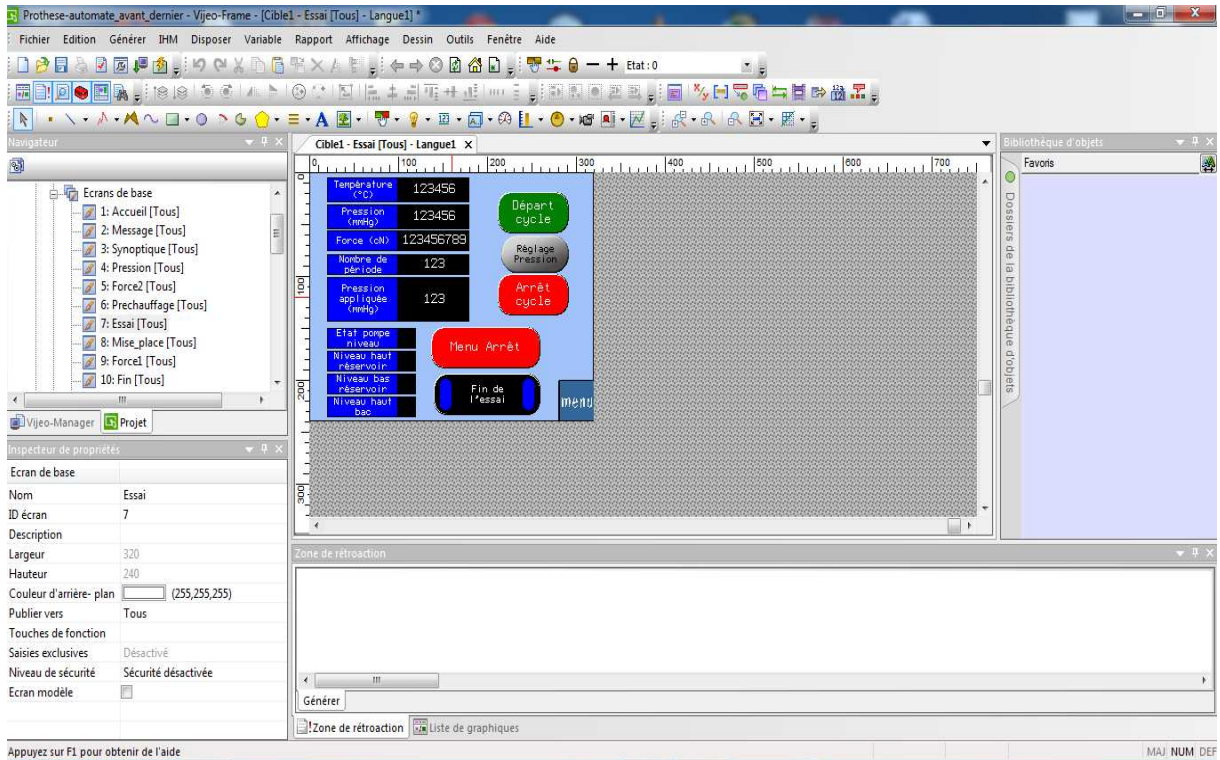
*Figure III-2A: Page de programmation de choix des fonctions*



*Figure III-2B: Page de programmation de réglage de la pression*



**Figure III-2C: Page de programmation de commande de l'axe linéaire**



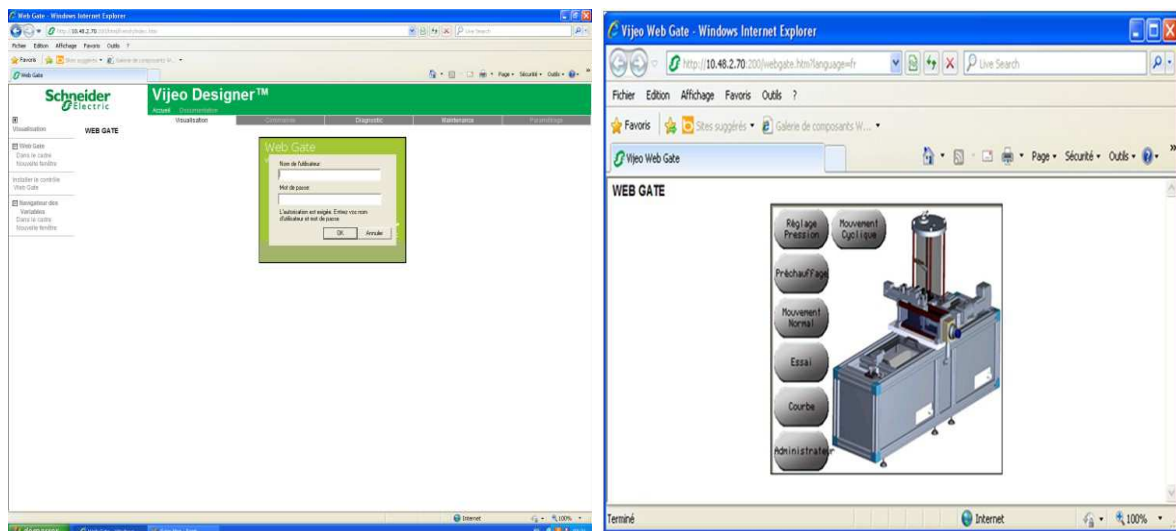
**Figure III-2D: Page de programmation de l'affichage des données**

### Annexes III-3 : Supervision du banc à distance

L'accès à distance est accessible à travers un navigateur internet, il est conseillé d'utiliser le navigateur Internet Explorer. Cependant pour que l'accès soit opérationnel, il faut installer le logiciel WEB GATE CLIENT (Schneider Electric) sur un pc de bureau. A travers ce mode distant, l'opérateur peut d'une part commander le dispositif et d'autre part effectuer une supervision du fonctionnement.

A noter que quelques fonctionnalités ne sont pas accessibles à distance comme la gestion d'utilisateur, la configuration du système...

Pour assurer un accès sécurisé au mode distant, il faut se connecter en utilisant un nom d'utilisateur et un mot de passe.



*Figure III-3: Mode de communication à distance*

## Résumé

L'établissement des critères et des exigences idéales aux quelles doivent répondre les prothèses artérielles demeure un enjeu important pour les fournisseurs, les chirurgiens et les patients. Cette thèse qui est issue d'une collaboration entre l'équipe de génie biomécanique du LPMT et le Centre Hospitalier Universitaire de Strasbourg s'inscrit dans ce cadre. Elle vise en premier lieu à mettre au point une technique de mesure de la compliance des prothèses artérielles grâce à une pression fluide sans ajout d'une membrane perturbant les mesures, contrairement aux essais pratiqués de façon standard par tous les dispositifs actuels. La compliance étant la capacité d'une artère à accumuler de l'énergie pendant la systole pour la restituer pendant la diastole. Le deuxième objectif de cette thèse est de proposer un banc de stimulation hydrodynamique pour l'étude du vieillissement accéléré in-vitro des prothèses artérielles.

Le dispositif expérimental développé est composé essentiellement d'un dispositif de mise sous pression régulée (statique et pulsée) des prothèses par un fluide, d'un dispositif de mise sous tension mécanique de la prothèse, d'un système de chauffage et d'un système d'imagerie. Le tout est piloté par un système de commande. La pression est contrôlée par un capteur de pression situé en amont de la prothèse. La valeur de la pression injectée à l'intérieur de l'échantillon est affichée en permanence. Une caméra vidéo, fixée sur le dispositif enregistre en temps réel l'évolution de l'image de la prothèse au cours de l'essai. Le dispositif est piloté par des composants communiquant par un réseau de terrain (CANOPEN, ETHERNET...). Un automate commande le dispositif à travers des modules entrées/sorties. Le dispositif dispose également d'une armoire électrique qui assure l'alimentation des différents organes du système.

Pour estimer la compliance des prothèses, il est donc important de pouvoir estimer avec précision l'évolution du volume intraluminal de la prothèse sous des charges de pression variables. Le principe de la mesure consiste à soumettre une prothèse ou un élément biologique à des pressions croissantes (de 0 à 240 mmHg) correspondant à la pression physiologique qui s'exerce sur la paroi de l'artère durant le cycle cardiaque et d'analyser les évolutions de ses dimensions à l'aide des techniques d'imagerie.

Les résultats montrent que les prothèses sont bien moins compliantes qu'annoncé et présentent une compliance très éloignée des artères saines de l'hôte. Les valeurs de compliance des prothèses testées sont influencées par plusieurs paramètres à savoir la matière (Polyéthylène téréphtalate, Polytétrafluoréthylène ...), l'épaisseur de la paroi, la structure (tricotée, tissée, extrudée ...), la géométrie du cosselage s'il existe (circulaire ou hélicoïdale) et la présence éventuelle d'une enduction. Ainsi, le développement des analyses géométriques et mécaniques en lien avec la compliance a permis une meilleure maîtrise du processus de fabrication.

Il a été démontré que l'ajout d'une membrane même très souple, introduit des couplages entre la structure prothétique et la membrane. Ce couplage engendre une inhomogénéité des propriétés le long de la prothèse et un comportement élastique modifié.

Les essais mécaniques de traction circonférentielle et traction longitudinale ont permis d'une part de révéler le comportement dynamométrique des prothèses et d'autre part de valider en première approche les résultats de compliance.

Ce dispositif est également utilisé comme banc de simulation hydrodynamique de sollicitation des prothèses pour l'étude du vieillissement accéléré. Un segment de prothèse est soumis à la pression pulsée d'un fluide avec une fréquence de 120 battements par minute, couplée à des sollicitations mécaniques et thermiques.

La caractérisation physico-chimique des prothèses ayant subi le vieillissement accéléré a permis de valider que l'on puisse approcher la compréhension des mécanismes liés à la détérioration de la « durée de vie utile » de ces prothèses. Ainsi, nous avons pu constater les prémises d'un processus de dégradation des prothèses en PET dès les premiers jours de vieillissement. Ce processus est marqué essentiellement par une modification de la structure textile de la prothèse (surtout une forte atténuation de cosselage) et une chute de la compliance longitudinale et de la compliance radiale. De plus, une chute légère des propriétés dynamométriques des filaments constituant les prothèses a été mise en évidence. La dégradation s'est aussi manifestée par une évolution de la morphologie du polymère.

Ce banc de test apparaît comme un outil fondamental pour le dimensionnement des prothèses vasculaires de moyen et gros diamètres.