



**HAL**  
open science

# Contribution à l'étude de micromuscles artificiels activables par pression osmotique et implantables en milieu biologique

Vincent Gaudin

► **To cite this version:**

Vincent Gaudin. Contribution à l'étude de micromuscles artificiels activables par pression osmotique et implantables en milieu biologique. Sciences du Vivant [q-bio]. Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 2007. Français. NNT: . tel-00169431

**HAL Id: tel-00169431**

**<https://theses.hal.science/tel-00169431>**

Submitted on 3 Sep 2007

**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 JOSEPH FOURIER - GRENOBLE 1

# THÈSE

Pour obtenir le grade de

**DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ JOSEPH FOURIER**

**Discipline: Mécanique**

présentée par

Vincent GAUDIN

Le 23 mai 2007

---

## Contribution à l'étude de micromuscles artificiels activables par pression osmotique et implantables en milieu biologique

---

### Composition du jury

*Rapporteurs :* V. Deplano  
P. Y. Manach

*Examineurs :* P. Vacher  
Y. Payan

*Directeurs :* D. Favier  
L. Orgéas  
P. Cinquin

---

Thèse préparée au sein du  
Laboratoire Sols, Solides, Structures: U.J.F. - I.N.P.G. - U.M.R. C.N.R.S. 5521



## Remerciements

Ca y est, j'ai soutenu il y a un mois. A l'université, ils attendent mon manuscrit en trois exemplaires pour pouvoir me délivrer mon attestation. Les corrections sont faites mais il manque la page de remerciements, dont la rédaction a été retardée au maximum pour - officiellement - n'oublier personne, et surtout pas les contributeurs des dernières heures.

Je tiens donc, tout d'abord, à remercier Yohan Payan et Pierre Vacher d'avoir accepté de prendre part à mon jury de thèse. Je remercie également tout particulièrement Pierre-Yves Manach et Valérie Deplano d'avoir rapporté ce travail.

Au cours de mon bref passage au laboratoire, j'ai eu l'opportunité de fréquenter plusieurs générations de thésards, auprès de qui j'ai pu trouver soutien et appui, que ce soit pour des activités de recherche cautionnées par les autorités scientifiques que pour des activités plus futiles, hors les murs du laboratoire (bien que parfois dedans). Pour cela, ils ont mérité que leur nom apparaisse ici.

En ce qui concerne la jeune classe des non moins jeunes équipes MC2MH et 2MSMC réunies ainsi que du jeune également laboratoire G-scop, citons par ordre antichronologique : Guillaume le grimpeur dou Brasil, Olivier, du service ressources informatiques, Murielle au couple de serrage destructeur, Geronimo, également dou Brasil, maître du dialogue entre applications sous windows, Yoan dit Bobby l'usineur TGV, Luc dit skywalker, 1 m 45 d'énergie mécanique, Pauline la globetrotteuse, encore en vadrouille soit disant pour le boulot, Brad, pas un WE de repos, toujours sur (ou sous) la montagne, à tenter de suivre madame Pitt, Nico & Aurélie, heureux parents d'Alban, bébé qui « marche »(trop ) bien, et la bella Rosalinda, dont le père contrôle tout le textile du sud de l'Italie.

En moyenne section, spéciale dédicace à Yuan, le plus français des Chinois de l'Isère, spécialiste es-ABAQUS, Thai-hung de Hanoi, JP les blagues cochonnes, Vincent, bientôt aussi bon en vrais sports qu'en levé de coude, alEx l'ébeniste vététiste, Maxime le briseur de 205 (et de genou par la même occasion) et Gabriela la roumaine (et bon courage pour ta soutenance).

Et chez les vieux de la vieille, un merci tout particulier à ceux qui ont participé à mon intronisation au laboratoire, j'ai nommé Goshia, ambassadrice de charme de la Pologne, Juliette, nostalgique de sa cote atlantique, Mayssa de Syrie, Seb, le montagnard d'origine Messine (le seul chez les vieux à être assez sympa pour rester dans le coin), Pier, le nord-isérois à l'accent bizarrement Germanique, Alex le haut savoisien, Bud les gros bras, Yoan le sportif, Vincent, qui pratique le parlé jeune, Moshen et Zakaria, la sympathique équipe moyen-orientale, Geneck, mon polonais préféré, et bien sûr l'immense Thoubaut L., le plus adroit lanceur de M & M's de la rue de la passerelle.

Merci également aux vieux potes, qui, même s'ils n'ont rien fait auront quand même plaisir à voir leur nom ici : Julien, Martin, Yannick et Fabien.

A la technique, merci à Fred de la repro (je t'ai mis car tu m'as dit que dans les thèses que tu imprimais tu lisais systématiquement cette rubrique. Test : arrives tu à imprimer ces caractères minuscules?), à ma famille et ma belle famille, pour le (re)confort offert lors de quelques week-ends et vacances, ainsi que pour la préparation du pot de soutenance, à Valérie, pour sa collaboration sur la campagne expérimentale chimique, à Vanessa, notamment pour le montage du projet ANR, à Laurent D. pour son soutien technique - je lui souhaite d'ailleurs encore beaucoup de progrès dans sa convalescence -, et enfin un grand merci à François et Gregory pour leur aide à

de nombreux niveaux.

Par l'intérêt qu'ils ont porté à l'avancement de mon travail et par leur soutien, je veux également remercier mes amis, et notamment Erwan, Mickael & Nicolas G., Jerem, Audrey, Branlot, Nicolas T., Sandy, Elo, Arnaud, Laetitia...

Cette thèse, vous ne l'auriez pas entre vos mains sans la direction artistique de mes deux directeurs préférés, Laurent Orgéas et Denis Favier. S'ils ne m'ont pas vraiment appris la vie, ils m'ont appris à l'écrire (même si c'est pas forcément visible dans cette partie du manuscrit). Pour tout ce que j'ai appris à leurs côtés je les remercie chaleureusement. Au fait, Denis et Laurent, on se retrouve comme prévu vendredi 7h à Freydière, pour un grand Colomb ?

Mais celle qui a, malgré tout, le plus contribué à l'accomplissement de ma thèse, qui a dû supporter en intégralité les périodes fastes comme les périodes de doute, qui a, entre autre, géré comme une championne la vie quot' de l'appart' et assuré le soutien psychologique pendant ces quelques années, c'est ma Bounette adorée, qui est devenue ma femme au cours de ma thèse, et qui m'a donné le plus génial des descendants, mon fils, qué s'appelorio Siméon.

# Table des matières

<b>Introduction générale</b>	<b>1</b>
<b>Partie I L'osmose et son utilisation potentielle <i>in vivo</i></b>	<b>3</b>
Introduction	5
<b>Chapitre 1 Le phénomène d'osmose</b>	<b>7</b>
1.1 Historique	7
1.2 Phénoménologie	8
1.2.1 Mise en évidence de l'osmose	8
1.2.2 Sélectivité	10
1.3 Description du « régime permanent »	11
1.3.1 Éléments d'explication énergétique du phénomène	11
1.3.2 Loi de Van't Hoff	12
1.3.3 Ajustement de la loi pour des cas particuliers	13
1.4 Description du « régime transitoire »	13
1.4.1 Mécanismes de transfert de type diffusionnel	13
1.4.2 Prises en compte des transferts de soluté et des interactions soluté / solvant	15
1.5 En résumé	17
<b>Chapitre 2 Applications actuelles de l'osmose</b>	<b>19</b>
2.1 L'osmose inverse	19
2.1.1 Principe	19
2.1.2 Applications	19
2.1.3 Caractéristiques techniques	20
2.2 L'osmose dans le domaine biomédical	21
2.2.1 « Osmotic Drug Delivery Systems »	23
2.2.2 Capteurs de glycémie	25
2.3 En résumé	27

<b>Chapitre 3 Applications potentielles de l’osmose médicale</b>	<b>29</b>
3.1 Introduction	29
3.2 Detrusor artificiel	29
3.2.1 Cahier des charges du démonstrateur	30
3.2.2 Solutions techniques adoptées	30
3.2.3 Fonctionnement du système	31
3.2.4 Premiers résultats, difficultés rencontrées	31
3.3 Endoprothèses aortiques	32
3.3.1 L’aorte	33
3.3.2 L’anévrisme aortique	34
3.3.2.1 Caractéristiques anatomiques	35
3.3.2.2 Conséquences pathologiques	35
3.3.2.3 Etiologie	35
3.3.2.4 Évolution de la maladie	36
3.3.2.5 Dépistage	36
3.3.2.6 Indications opératoires	36
3.3.3 Le traitement chirurgical des anévrismes	37
3.3.3.1 La chirurgie ouverte	37
3.3.3.2 La chirurgie endovasculaire	38
3.4 Proposition d’amélioration des endoprothèses pour anévrismes de l’aorte	45
3.4.1 Utilisation de l’énergie osmotique : principe architectural	46
3.4.2 Géométrie et principe choisi	47
3.4.3 Éléments du choix de l’application	47
3.4.4 Génération d’énergie mécanique	48
Conclusion et orientations	50

**Partie II Étude expérimentale et modélisation du comportement d’un système Solvant / Soluté / Membrane semi-perméable** **51**

Introduction	53
--------------	----

**Chapitre 1 Solvant, soluté, membrane et dispositifs expérimentaux** **55**

1.1 Introduction	55
1.2 Solvant, soluté et matériau de membrane	55
1.2.1 Soluté et solvant du système osmotique modèle	55
1.2.1.1 Critères de choix	55
1.2.1.2 Préparation des solutions	56
1.2.2 Choix de la membrane semi perméable	56

---

1.3	Dispositif d'osmose à débit quasi-nul . . . . .	57
1.3.1	Principe . . . . .	58
1.3.2	Protocole expérimental . . . . .	58
1.3.3	Allure générale des essais et répétabilité . . . . .	59
1.4	Dispositif d'osmose à variation de pression quasi-nulle . . . . .	60
1.4.1	Principe . . . . .	61
1.4.2	Protocole expérimental . . . . .	62
1.4.3	Allure générale des essais et répétabilité . . . . .	62
1.5	Dispositif de gonflement de membrane . . . . .	63
1.5.1	Objectif . . . . .	63
1.5.2	Principe . . . . .	63
1.5.3	Protocole expérimental . . . . .	64
1.5.4	Post-traitement des essais : corrélation d'images . . . . .	64
1.5.4.1	Généralités sur la méthode . . . . .	65
1.5.4.2	Principe général de la méthode . . . . .	65
1.5.4.3	Application au dispositif de gonflement . . . . .	66
1.5.5	Homogénéité de la déformation . . . . .	67
1.5.6	Allure générale des essais et répétabilité . . . . .	67
1.6	Conclusion . . . . .	68
<b>Chapitre 2 Résultats expérimentaux</b>		<b>71</b>
2.1	Introduction . . . . .	71
2.2	Essais réalisés . . . . .	71
2.2.1	Dispositif d'osmose à débit quasi-nul . . . . .	71
2.2.2	Dispositif d'osmose à $\Delta p$ quasi-nul . . . . .	71
2.2.3	En gonflement . . . . .	71
2.3	Caractérisation de l'osmose . . . . .	72
2.3.1	Principe de détermination des paramètres du modèle osmotique . . . . .	72
2.3.2	Osmose à débit quasi-nul . . . . .	72
2.3.3	Osmose à $\Delta p$ quasi-nul . . . . .	74
2.3.4	En gonflement . . . . .	75
2.3.4.1	Variations de volume, de concentration et du flux de solvant . . . . .	75
2.3.4.2	Résultats . . . . .	77
2.3.4.3	Identification des paramètres $\sigma$ et $L_p$ . . . . .	82
2.3.5	En résumé . . . . .	83
2.4	Caractérisation du comportement mécanique de la membrane . . . . .	84
2.4.1	Influence de la concentration initiale / vitesse de sollicitation . . . . .	84

2.4.2	Conséquence sur le dépouillement des essais : cadre hypoélastique . . .	85
2.4.3	Module et coefficient de Poisson tangents . . . . .	87
2.4.3.1	Lissage des données expérimentales . . . . .	87
2.4.3.2	Détermination du champ de contraintes . . . . .	87
2.4.3.3	Coefficient de Poisson tangent . . . . .	89
2.4.3.4	Module tangent . . . . .	91
2.4.4	En résumé . . . . .	93
2.5	Conclusion . . . . .	93
<b>Chapitre 3 Modèle de comportement osmotique et mécanique</b>		<b>95</b>
3.1	Introduction . . . . .	95
3.2	Le modèle . . . . .	95
3.3	Lois d'évolution de $E_t$ , $\nu_t$ et $L_p$ . . . . .	97
3.4	Comparaison essais / modèle pour les prédictions mécaniques . . . . .	98
3.5	Comparaison essais / modèle pour la réponse osmo-mécanique . . . . .	98
3.6	En résumé . . . . .	99
	Conclusion . . . . .	100
<b>Partie III Étude mécanique d'un implant endovasculaire osmotiquement actif pour anévrisme aortique</b>		<b>105</b>
	Introduction . . . . .	107
<b>Chapitre 1 Caractérisation physique et mécanique de la paroi aortique</b>		<b>109</b>
1.1	Introduction . . . . .	109
1.2	Caractéristiques histologiques de la paroi des artères . . . . .	109
1.2.1	L'élastine . . . . .	110
1.2.2	Le collagène . . . . .	110
1.2.3	Les cellules musculaires lisses . . . . .	111
1.2.4	Structuration de la paroi artérielle . . . . .	111
1.2.5	L'aorte abdominale . . . . .	112
1.3	Caractéristiques géométriques de l'aorte abdominale et son anévrisme . . . . .	113
1.3.1	Diamètres de la lumière artérielle . . . . .	115
1.3.2	Longueurs de l'anévrisme . . . . .	115
1.3.3	Épaisseur de la paroi . . . . .	116
1.4	Comportement mécanique : <i>in vivo</i> et <i>ex vivo</i> . . . . .	117
1.4.1	Essais <i>in vivo</i> . . . . .	117
1.4.2	Essais <i>ex vivo</i> . . . . .	119

---

1.4.3	Discussion	120
1.5	En résumé	123
<b>Chapitre 2</b>	<b>Hyperélasticité et modélisation du comportement des tissus artériels</b>	<b>125</b>
2.1	Introduction	125
2.2	Mécanique en grandes transformations et hyperélasticité : concepts et principaux modèles	125
2.2.1	Formalisme des grandes transformations	125
2.2.1.1	Introduction de la notion de déformation au voisinage d'un point	126
2.2.1.2	Définition des principaux tenseurs de déformation	127
2.2.1.2.1	Tenseurs définis sur la configuration de référence	128
2.2.1.2.2	Tenseurs définis sur la configuration déformée	128
2.2.1.3	Élongations	129
2.2.1.3.1	Valeurs et directions propres du tenseur de Cauchy-Green droit	129
2.2.1.3.2	Valeurs et directions propres du tenseur de Cauchy	130
2.2.1.3.3	Définition du tenseur des déformations de Cauchy-Green gauche	130
2.2.1.4	Invariants du tenseur de déformation de Cauchy-Green droit	130
2.2.1.5	Calculs des tenseurs de déformation	131
2.2.1.5.1	Expression des composantes des tenseurs de déformation à partir des positions et du gradient de la transformation	131
2.2.1.5.2	Expression des tenseurs de déformation en fonction des déplacements	133
2.2.1.6	Cas des petites déformations et des petits déplacements	133
2.2.1.7	Tenseur taux de déformation	133
2.2.1.8	Tenseur des contraintes de Cauchy	134
2.2.1.9	Équations d'équilibre, principe des puissances virtuelles	135
2.2.2	Formulation d'un comportement réversible à partir d'un potentiel hyperélastique	135
2.2.2.1	Définition de l'hyperélasticité	136
2.2.2.2	Illustration de l'hyperélasticité : traction d'un barreau	136
2.2.2.3	Cas tridimensionnel	138

2.2.2.4	Cas isotrope : potentiel fonction des invariants du tenseur de déformation de Cauchy-Green gauche . . . . .	139
2.2.2.5	Introduction à l'anisotropie hyperélastique . . . . .	139
2.2.2.6	En résumé . . . . .	140
2.2.3	Modèles hyperélastiques d'élastomères usuels . . . . .	140
2.2.3.1	Les modèles physiques statistiques . . . . .	141
2.2.3.2	Les modèles phénoménologiques . . . . .	141
2.2.3.2.1	Modèles de séries de Rivlin . . . . .	141
2.2.3.2.2	Le modèle de Hart-Smith . . . . .	142
2.2.3.2.3	Le modèle d'Ogden . . . . .	142
2.3	Les modèles appliqués aux tissus vivants . . . . .	143
2.3.1	Principaux potentiels hyperélastiques utilisés . . . . .	143
2.3.1.1	Potentiels hyperélastiques isotropes . . . . .	144
2.3.1.2	Potentiels hyperélastiques anisotropes . . . . .	144
2.3.2	Modèles affinis de comportement des artères . . . . .	145
2.3.2.1	Modélisations multicouches . . . . .	146
2.3.2.2	Prise en compte de phénomènes irréversibles . . . . .	146
2.4	Choix d'un modèle de comportement d'aorte . . . . .	147
2.4.1	Choix d'un modèle . . . . .	147
2.4.2	Identification . . . . .	147
2.5	En résumé . . . . .	148
<b>Chapitre 3 Présentation du problème traité</b>		<b>149</b>
3.1	Introduction . . . . .	149
3.2	Modélisation de l'aorte . . . . .	149
3.3	Modélisation du stent . . . . .	150
3.4	Modélisation du tore osmotiquement gonflable . . . . .	153
3.4.1	Comportement mécanique . . . . .	153
3.4.2	Géométrie de la membrane . . . . .	155
3.5	Présentation du modèle éléments finis complet et étude paramétrique . . . . .	156
3.5.1	Scénario de mise en position . . . . .	156
3.5.2	Géométrie du modèle . . . . .	158
3.5.3	Conditions aux limites . . . . .	158
3.5.4	Maillage . . . . .	159
3.6	En résumé . . . . .	159

---

<b>Chapitre 4 Exemples de résultats de la modélisation numérique</b>	<b>161</b>
4.1 Introduction	161
4.2 Résultats pour le modèle sans membrane torique gonflable	162
4.3 Résultats pour le modèle de référence avec membrane torique	164
4.4 Comparaison sans / avec membrane torique	169
4.5 Étude paramétrique	170
4.5.1 Choix et valeurs des paramètres	170
4.5.2 Influence des paramètres sur la pression de contact	170
4.5.3 Influence des paramètres sur la tenue mécanique de la membrane semi-perméable	172
4.5.4 Influence des paramètres sur l'aorte	174
4.5.5 Conclusions de l'étude paramétrique	177
4.6 Modèle amélioré d'endoprothèse osmotiquement active	179
4.6.1 Comparaison des pressions de contact	179
4.6.2 Comparaison des résultats concernant l'aorte	180
4.7 En résumé	181
Conclusion	183
<b>Conclusion générale</b>	<b>185</b>
<b>Annexes</b>	<b>187</b>
<b>Annexe A Précision du système de mesure de la déformation</b>	<b>187</b>
A.1 Erreur engendrée par les facteurs géométriques	188
A.2 Estimation des erreurs engendrées par la chaîne de mesure	191
A.3 Conclusion sur la précision de la mesure des déformations par corrélation d'images.	194
<b>Bibliographie</b>	<b>195</b>



# Introduction générale

Malgré les progrès constants des connaissances médicales et des solutions curatives, les traitements de nombreuses pathologies présentent encore des inconvénients. Par exemple, peu de solutions médicales sont proposées aux personnes atteintes de troubles mictionnels (liés à la vidange de la vessie). En cas de rétention urinaire, celles-ci sont contraintes de recourir à la compression manuelle de l'abdomen et au sondage pour vidanger leur vessie. En cas d'incontinence, des sphincters artificiels peuvent être implantés, nécessitant eux aussi une action manuelle via une pompe sous-cutanée. Ces solutions fonctionnent mais sont contraignantes pour le patient et nécessitent de bonnes facultés motrices pour pouvoir être pratiquées de façon autonome. Il serait intéressant de pouvoir proposer des solutions autonomes en énergie, beaucoup plus faciles à utiliser notamment en cas d'impotence.

Un autre exemple de pathologie pour laquelle le traitement actuel présente des imperfections concerne l'anévrisme de l'aorte abdominale (zone dilatée et fragilisée de l'aorte). Ces derniers sont usuellement traités en chirurgie conventionnelle, par remplacement du tronçon d'aorte malade par une prothèse vasculaire. Depuis une quinzaine d'années, une technique de positionnement par voie endovasculaire (à l'intérieur du système vasculaire) d'un implant au niveau de l'anévrisme prend le pas sur la technique de chirurgie ouverte, grâce notamment à son caractère faiblement invasif. Avec le temps, des endofuites (recirculations sanguines entre l'implant et le sac anévrisimal) sont malheureusement assez fréquemment observées, annihilant alors l'utilité de ce type d'intervention.

Ces deux exemples de problèmes médicaux pourraient être résolus par la mise en place de systèmes implantés actifs : pour les problèmes de miction, il s'agirait de dispositifs (muscles artificiels) suppléant le muscle défaillant, dont l'action, commandable par le patient, devrait se répéter par périodes de quelques heures. De même, pour traiter les endofuites de la prothèse anévrismale, on peut envisager l'adjonction de structures gonflables sur commande, positionnées entre l'endoprothèse et la paroi de l'aorte.

Le développement de tels systèmes actifs, destinés à être implantés à long terme chez l'homme, se heurte à la question de la source d'énergie et à sa transformation en énergie mécanique, voire à son renouvellement (cycle). Une collaboration nouée depuis quelques années entre le laboratoire TIMC (Techniques de l'Ingénierie Médicale et de la Complexité), l'équipe MC2MH (Mécanique et Couplages Multiphysiques en Milieux Hétérogènes) du laboratoire 3S, et d'autres partenaires, tente d'apporter une réponse à ce problème. Elle a ainsi engendré le dépôt d'un brevet dans lequel [Cinquin et al. \(2003\)](#) décrivent la possibilité d'utiliser les liquides physiologiques pour gonfler, par le biais du processus osmotique, des structures membranaires implantables et déformables. Outre les deux applications évoquées, les potentialités médicales de ce principe de muscle artificiel *in vivo* sont très nombreuses. On peut citer par exemple la suppléance temporaire ou définitive à la fonction cardiaque ou la suppléance respiratoire.

L'équipe MC2MH du laboratoire 3S intervient dans cette collaboration afin d'apporter ses compétences mécaniques à l'étude de ces implants actifs. Cette thèse s'intègre ainsi à ce parte-

nariat. La problématique des endofuites et du maintien des endoprothèses d'anévrisme aortique est plus particulièrement étudiée. Plus précisément, pour parer aux problèmes précédemment cités il est envisagé d'intercaler, entre l'endoprothèse et l'aorte, un joint constitué d'une membrane semi-perméable, gonflable si nécessaire par effet osmotique. Ce système a été choisi pour sa relative simplicité au regard de ses caractéristiques médicales, chimiques et mécaniques. Si l'ensemble de ces caractéristiques sont abordées, ce travail s'intéresse plus spécifiquement au comportement mécanique de cette endoprothèse. Dans ce but, le manuscrit se décompose en trois parties :

La première partie est consacrée à la présentation générale du contexte de l'étude. Elle vise tout d'abord à exposer le phénomène d'osmose et ses principales applications. En second lieu, quelques utilisations envisageables de ce système de production d'énergie mécanique pour des applications *in vivo* sont présentées. L'accent est ensuite mis sur la pathologie de l'anévrisme abdominal et sur la possibilité d'amélioration de la technique chirurgicale endovasculaire existante par l'utilisation d'une endoprothèse osmotiquement active, permettant de renforcer à la demande l'étanchéité de la fixation prothétique.

Le processus osmotique, dont on envisage ici l'utilisation, suppose la mise en oeuvre d'une membrane semi-perméable et de solutions chimiques. Très peu d'informations sont disponibles concernant le comportement mécanique ainsi que la cinétique de transfert de ces systèmes osmotiques solutions / membrane. Dans ce contexte, la partie II présente une campagne expérimentale que nous avons dû réaliser sur un système osmotique modèle pour étudier son comportement. Après l'exposé du choix de ce système osmotique, adapté à l'application envisagée et aux conditions expérimentales *ex vivo*, la campagne expérimentale réalisée est présentée. Cette campagne sert un double but ; elle vise à caractériser d'une part le comportement osmotique d'un système modèle, et d'autre part le comportement mécanique de la membrane semi-perméable.

La connaissance du comportement mécanique de la membrane semi-perméable permet de simuler numériquement, dans la troisième partie de ce manuscrit, le comportement mécanique en service de l'endoprothèse osmotiquement active envisagée. Pour cela, une étude bibliographique du comportement mécanique de l'aorte est d'abord réalisée. La modélisation de ce type de matériau passe par le formalisme des grandes déformations de milieux continus et par l'utilisation de potentiels hyperélastiques. Ces points font l'objet de brefs rappels théoriques. L'identification d'un potentiel hyperélastique adapté à l'aorte abdominale permet, entre autre, de construire le modèle mécanique numérique de ce type d'endoprothèse envisagée en fonctionnement dans l'aorte. Cette partie conclut sur la présentation des résultats de cette étude numérique et sur la valeur ajoutée de ce type d'implant par rapport au système endovasculaire existant.

Première partie

L'osmose et son utilisation  
potentielle *in vivo*



## Introduction

L'osmose est très répandue dans le règne vivant. Chez les végétaux, ce phénomène est un des moteurs de la montée de la sève. Chez l'homme comme chez l'ensemble des animaux, c'est l'un des principaux vecteurs des échanges corporels, en particulier dans les reins.

Il existe quelques applications, développées par l'homme, utilisant ou maîtrisant ce phénomène d'osmose ; le dessalement et la purification de l'eau par osmose inverse en sont les principales. Quelques applications *in vivo* ont également fait l'objet de recherches, notamment pour la délivrance médicamenteuse.

Malgré son potentiel, l'utilisation de l'osmose pour des applications *in vivo* reste toutefois très peu développée. Il est ainsi proposé de développer l'utilisation du phénomène osmotique *in vivo*, en étudiant des actionneurs (ou muscles artificiels) à énergie osmotique, implantables *in vivo*.

Dans ce contexte, le premier chapitre de cette partie est consacré à une présentation générale du phénomène de l'osmose. Après un bref historique des découvertes marquantes sur le sujet (§ 1.1), trois paragraphes présentent les outils nécessaires à la description de ce phénomène (§ 1.2, 1.3 et 1.4).

Un deuxième chapitre présente les rares exemples d'applications pour lesquelles l'homme s'est approprié ce phénomène. Ce chapitre détaille en premier lieu (§ 2.1) l'activité industrielle d'utilisation de l'osmose pour la filtration poussée des fluides (notamment le dessalement de l'eau de mer) avant d'aborder les quelques utilisations de l'osmose dans le domaine médical (§ 2.2), encore principalement au stade de la recherche et de la mise au point.

Des applications potentielles envisagées dans ce travail font l'objet du chapitre 3. Y sont présentées une prothèse urologique de suppléance mictionnelle (§ 3.2) et une endoprothèse aortique équipée d'un système osmotique visant à améliorer l'étanchéité de la prothèse (§ 3.3). Ce dernier système est le support choisi pour l'étude mécanique de faisabilité d'une structure gonflable par osmose *in vivo*, développée dans cette thèse. Aussi, la problématique des endoprothèses pour anévrismes de l'aorte y est abordée en détail (§ 3.3.1 à 3.3.3) avant l'exposé de l'implant endovasculaire osmotiquement actif (§ 3.4), qui clôt le chapitre.



# Chapitre 1

## Le phénomène d'osmose

Maurel (1993) donne une définition simple de l'osmose : **c'est le transfert de solvant à travers une membrane sous l'action d'un gradient de concentration.** L'osmose est un cas particulier de la diffusion, mouvement spontané des particules d'un système qui tend à homogénéiser les potentiels chimiques des constituants dans un volume de fluide donné.

### 1.1 Historique

L'osmose est un phénomène connu depuis longtemps. En 1748, l'abbé Jean Antoine Nollet décrit les phénomènes de diffusion à travers les membranes et découvre l'osmose, en montrant qu'il existe une différence de pression, de part et d'autre de la membrane, due à une différence de concentration en soluté de part et d'autre de cette dernière (Rumeau 2005). Les premières mesures quantitatives du phénomène ont été effectuées par Pfeffer (1887) et Dutrochet (1928) :

- Dutrochet construisit le premier osmomètre, constitué d'un réservoir de verre cylindrique disposé verticalement dont la base est obturée par une membrane en vessie de porc (cf. figure 1).

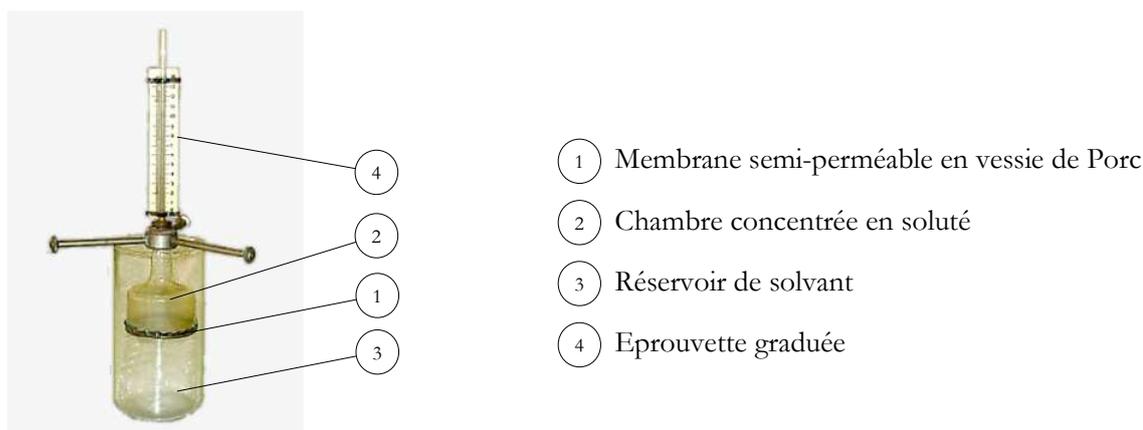


FIG. 1: Photo d'un osmomètre de type Dutrochet. Une membrane en vessie de porc ① sépare d'un récipient rempli de solvant ③ une chambre contenant une solution concentrée en soluté ②. Par osmose, le niveau de liquide monte dans une éprouvette graduée ④, permettant une mesure indirecte de la pression au niveau de la membrane.

Cet appareil permet la mesure des pressions osmotiques et la détermination des masses moléculaires. Dutrochet (1928) étudia ainsi l'influence de la pression osmotique dans les processus biologiques.

- Pfeffer (1887), quant à lui, démontra à l'aide d'un appareil similaire et d'une solution sucrée, que **la pression nécessaire à l'arrêt du flux engendré par l'osmose, appelée pression osmotique, est directement proportionnelle à la concentration de la solution de sucre et à la température absolue.**

En 1885, Van't Hoff publie une analogie entre les solutions aqueuses et les gaz parfaits et applique à l'osmose les outils de la thermodynamique (Van't-Hoff 1885). Il établit une loi empirique, connue sous son nom, similaire à la loi de Gay-Lussac, et propose l'adjectif semi-perméable pour désigner les membranes impliquées dans ces phénomènes.

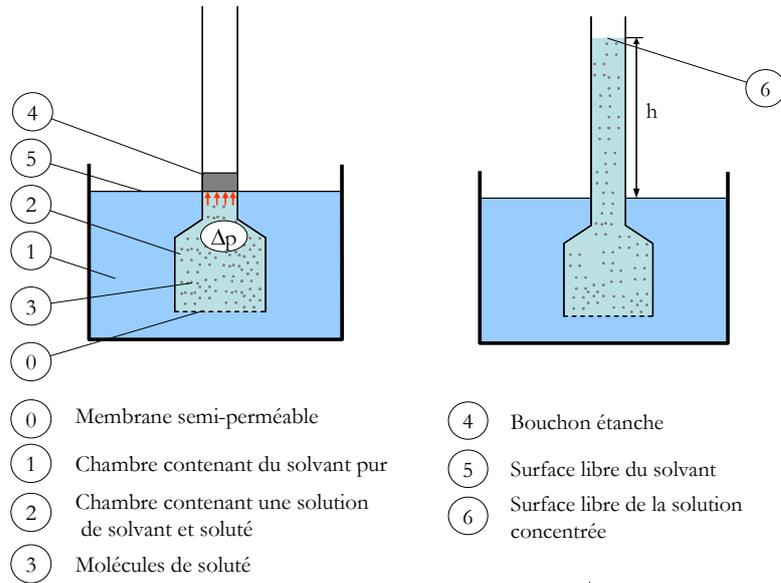
## 1.2 Phénoménologie

D'après Ben-Sasson & Grover (2003), l'osmose se manifeste en présence d'une membrane perméable au solvant mais imperméable au soluté utilisé. On qualifie donc cette membrane de semi-perméable vis-à-vis des espèces chimiques en présence. Quand une telle membrane sépare deux solutions de concentrations en soluté différentes, on observe un flux de molécules de solvant de la solution diluée vers la solution concentrée.

### 1.2.1 Mise en évidence de l'osmose

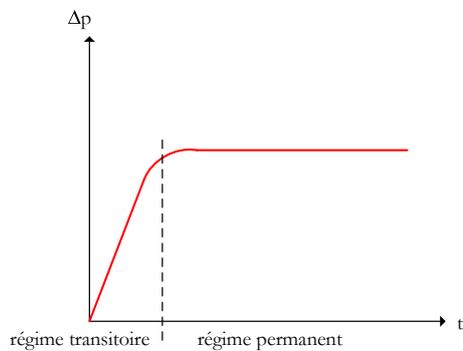
Pour simplifier la compréhension du phénomène, nous considérerons une solution de solvant pur et une autre concentrée en soluté, comme l'illustre la figure 2 (a). Lorsque ces deux solutions sont versées dans, respectivement, les chambres ① et ②, séparées par une membrane semi-perméable ③, un flux de solvant a tendance à se produire de la chambre du solvant pur ① vers la chambre concentrée en soluté ②. C'est le phénomène d'osmose. Si, comme c'est le cas sur la figure 2 (a), cette chambre concentrée est fermée hermétiquement, la différence de pression hydrostatique  $\Delta p$  entre les deux chambres croît (cf. régime transitoire de la figure 2 (c)) jusqu'à atteindre un seuil pour lequel le débit de solvant responsable jusqu'alors de l'augmentation de la différence de pression s'annule. Dans le cas d'un système osmotique parfait, la membrane étant alors totalement imperméable au soluté et perméable au solvant, on observe que  $\Delta p$  reste constant (cf. régime permanent de la figure 2 (c)). On définit cette différence de pression hydrostatique nécessaire à l'arrêt du flux de solvant comme la différence de pression osmotique  $\Delta\pi$  entre les deux solutions. Nous verrons au § 1.3 que cette différence de pression osmotique dépend de la différence de concentration  $\Delta C_0$  en soluté entre les deux solutions et de la température  $T$ .

Si au lieu de confiner la solution concentrée dans un volume clos (cf. bouchon ④ de la figure 2 (a)) on maintient la surface libre de cette solution à la pression atmosphérique, comme sur la figure 2 (b), on observe que le transfert de solvant de la chambre ① vers la chambre ② entraîne une augmentation de la hauteur de solution concentrée dans cette chambre. De la même façon que pour la figure 2 (a), le phénomène osmotique génère un flux de solvant (régime transitoire), illustré sur la figure 2 (d), qui ne s'arrêtera que lorsque la hauteur de la solution concentrée générera une différence de pression hydrostatique égale à la différence de pression osmotique (régime permanent). A la différence de l'expérience décrite sur la figure 2 (a), on observe ici un transfert de volume non négligeable avant l'atteinte de l'équilibre. Il y a donc dilution de la

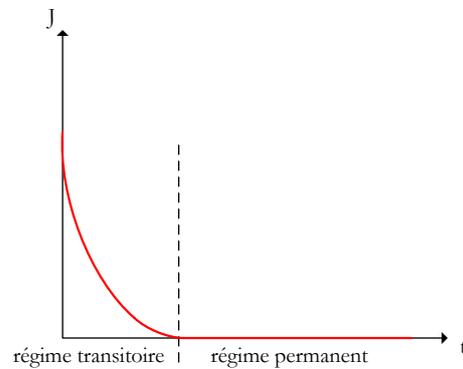


(a) Chambre concentrée confinée : transfert de solvant négligeable mais augmentation significative de la différence de pression  $\Delta p$

(b) Chambre concentrée non confinée : transfert de solvant non négligeable, mise en évidence par l'élévation du niveau de la solution



(c) Chambre concentrée confinée : Evolution de la différence de pression osmotique  $\Delta p$ , se développant entre les chambres ① et ② en fonction du temps.



(d) Chambre concentrée non confinée : Evolution du débit osmotique  $J$ , entre les chambres ① et ② en fonction du temps.

FIG. 2: Illustration du phénomène de l'osmose dans deux cas extrêmes : (a) et (c), le confinement de la chambre concentrée instaure une variation de pression  $\Delta p$  de l'ordre de  $\Delta\pi_0$ ; (b) et (d), la surface libre de la solution concentrée autorise un débit  $J$  tant que la variation de pression  $\Delta p$  engendrée par l'élévation du niveau est inférieure à  $\Delta\pi$  ( $\Delta\pi < \Delta\pi_0$  à cause de la dilution)

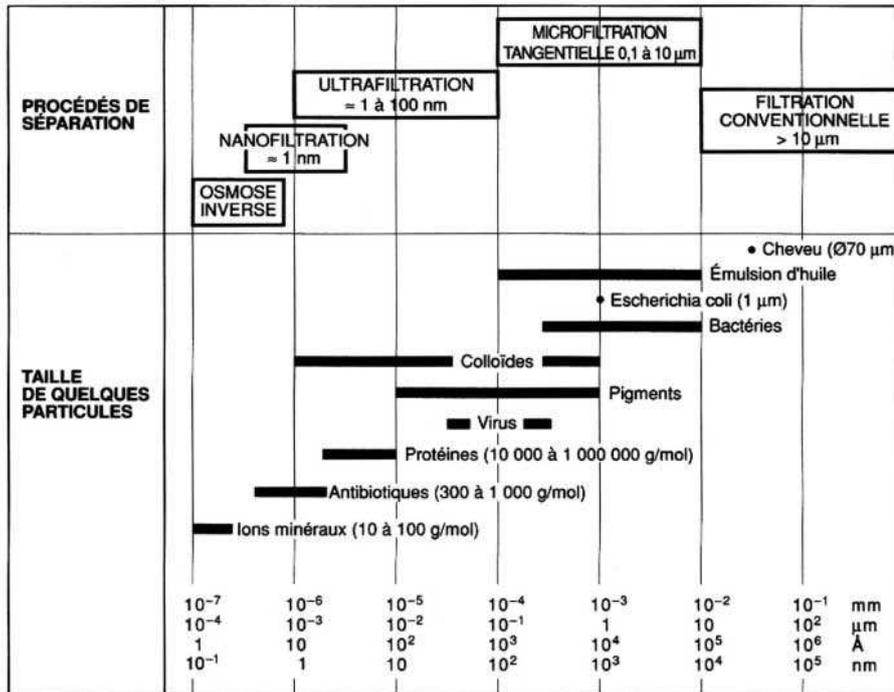


FIG. 3: Situation des techniques de séparation par membranes en fonction de la taille des particules retenues (Maurel 1993)

solution concentrée, qui conduit à un abaissement de la différence de pression osmotique  $\Delta\pi$  au cours de l'expérience.

### 1.2.2 Sélectivité

En fonction de la taille des molécules retenues, différents noms sont attribués au processus physique de séparation par membrane. La figure 3 présente les procédés de séparation utilisés industriellement ou à des fins de recherche en fonction de la taille des molécules concernées. L'osmose, présente par exemple dans le procédé de dessalement d'osmose inverse, concerne la fourchette basse des tailles de molécules représentées.

C'est une propriété colligative des solutions, c'est à dire que ce phénomène ne dépend pas des espèces en solution (soluté / solvant) mais du nombre de molécules en présence. Aussi, dans l'expérience de la figure 2, l'instauration de la différence de pression serait théoriquement identique quels que soient les solutés et solvants utilisés. Ceci est vrai à la condition que la membrane soit choisie perméable au solvant et imperméable au soluté en présence.

Le génie membranaire utilise fréquemment la masse moléculaire à partir de laquelle le soluté ne diffuse plus à travers les pores des membranes (Pastor & Pauli 1995) comme limite de perméabilité de ces membranes. Cette limite est appelée le seuil de coupure, exprimé en Daltons (1 Da = 1 g.mol<sup>-1</sup>). Ce seuil est très délicat à définir. Les fabricants de membranes définissent un seuil statistique au-delà duquel 90 % des molécules sont bloquées. Même si les molécules de soluté sont plusieurs fois plus grosses que la masse molaire définie par le seuil de coupure, certaines de ces molécules parviendront à franchir la membrane.

#### Remarques :

- Certains auteurs (Maurel 1993) remettent en cause la pertinence du poids moléculaire pour définir la sélectivité des membranes vis à vis de l’osmose. En effet, le franchissement de la membrane dépendra non seulement du poids moléculaire de l’espèce, mais aussi de l’arrangement spatial de la molécule et de l’affinité de la membrane à la molécule.
- Toujours selon Maurel (1993), lors de processus de séparation membranaire soluté/solvant, tels que l’osmose, mettant en jeu des molécules de taille nanométrique, le solvant ne pénètre pas dans des pores de la membrane mais subit un processus de solubilisation et diffusion à travers la paroi de la membrane. On comprend alors que les mécanismes de transfert vont fortement dépendre de la nature du trio solvant / soluté / membrane (affinité de la membrane aux espèces en présence). Cette remarque rejoint également la précédente, en remettant en cause la validité du seuil de coupure en osmose.

Les membranes d’osmose, qui retiennent des molécules de poids moléculaire compris entre une dizaine et quelques centaines de  $\text{g}\cdot\text{mol}^{-1}$  (ce qui correspond à des tailles de molécules de  $10^{-1}$  à 1 nm), n’ont pas réellement de porosité. On les qualifie de denses. Selon Maurel (1993) et Audinos (2000), la sélectivité et la perméabilité des membranes d’osmose résultent de la solubilité et la diffusion des substances dans le matériau membranaire. Ainsi, chaque constituant du milieu traité, solvant ou soluté, se dissout plus ou moins dans le matériau de la membrane. Ensuite, les molécules ou ions dissous diffusent au travers du matériau de la couche mince sous l’action de la force motrice de transfert, en l’occurrence ici la force osmotique. Selon Rumeau (2005), on appelle membranes denses, des membranes qui n’ont plus aucune porosité libre. Elles sont gonflées par le solvant mais celui-ci, fortement lié chimiquement au matériau membranaire, a perdu toutes ses propriétés de solvation ; le solvant traverse alors la membrane sans entraîner de soluté. Celle-ci se comporte comme un mélange hydro-organique ayant des propriétés de solvation particulières ; le coefficient de partage entre la membrane et la solution dépend donc de la nature et de la composition chimique de la membrane. Mais pour que le transfert d’eau puisse avoir lieu, il est nécessaire que celle-ci soit l’un des composants de la membrane. Une membrane dense qu’on laisse sécher perd alors ses propriétés osmotiques, souvent d’une façon irréversible.

### 1.3 Description du « régime permanent »

Pour étudier plus en détail le phénomène de l’osmose, intéressons-nous, dans un premier temps, à la compréhension de la zone stable, identifiée sur les figures 2 (c) et (d).

#### 1.3.1 Éléments d’explication énergétique du phénomène

Le phénomène d’osmose peut être expliqué par le fait que l’énergie potentielle d’une solution dépend notamment de la concentration de ses constituants. De même qu’une masse ne pourra évoluer naturellement que d’une altitude plus élevée vers une altitude plus basse (d’un potentiel élevé vers un potentiel faible), un système chimique évoluera naturellement d’une énergie potentielle plus élevée vers une énergie potentielle plus faible. L’énergie potentielle d’un système chimique constitué d’un solvant et de solutés est fonction de la concentration de chacun de ses constituants dans le système. A titre d’exemple, le potentiel d’une solution saline est plus élevé que le potentiel d’une solution moins saline. La tendance naturelle sera une diminution du potentiel le plus élevé. Le soluté étant incapable de franchir la membrane, c’est donc le solvant qui traversera vers la chambre concentrée en soluté.

### 1.3.2 Loi de Van't Hoff

Lors du processus osmotique, le solvant s'écoule dans le sens croissant de concentration en soluté. Les processus physiques tendant inexorablement vers un état d'équilibre d'énergie minimum, il faut admettre que le solvant s'écoule depuis un potentiel chimique élevé vers un potentiel chimique plus bas (Maurel 1993). Ainsi, sous l'hypothèse d'une solution incompressible dans un état d'équilibre thermodynamique, le potentiel chimique du solvant en solution  $\mu_w$  s'écrit :

$$\mu_w(T, p) = \mu_w^0(p) + RT \ln a_w \quad (1)$$

avec  $\mu_w^0(p)$  (J.mol<sup>-1</sup>), le potentiel chimique du solvant dans une solution de solvant pure, à la pression  $p$ ;  $R$ , la constante des gaz parfaits (8,32 Pa.m<sup>3</sup>.mol<sup>-1</sup>.K<sup>-1</sup>);  $T$ , la température absolue en Kelvin et  $a_w$ , l'activité du solvant. L'activité d'une espèce en solution est un nombre adimensionnel qui croît avec la concentration de cette espèce dans la solution. Il faut noter que le potentiel chimique d'une espèce en solution dépend de la pression qui y règne. On écrit :

$$\mu_w^0(p) = \mu_w^0(p_0) + \int_{p_0}^{p_0+p} V_w dp \quad (2)$$

avec  $p_0$ , une pression de référence, et  $V_w$  le volume molaire du solvant. Notons que s'agissant de liquides, les volumes molaires des solvants et des solutés peuvent être considérés constants.

Lorsque l'équilibre osmotique est atteint, on peut écrire que les potentiels chimiques du solvant (seule espèce présente des deux cotés) dans les deux chambres sont égaux. L'activité d'une espèce dans une solution pure vaut 1. En notant <sup>①</sup> les grandeurs relatives au contenu du compartiment à faible concentration en soluté et <sup>②</sup> celles relatives au contenu du compartiment concentré en soluté, on obtient donc en notant  $\delta p = p - p_0$  :

$$V_w \delta p_w^{①} + RT \ln a_w^{①} = V_w \delta p_w^{②} + RT \ln a_w^{②} \quad (3)$$

Dans le cas de solutions faiblement concentrées, l'activité  $a_w^{①}$  du solvant peut être assimilée à sa fraction molaire  $x_w^{①}$ , <sup>①</sup> = <sup>①</sup> ou <sup>②</sup> selon la chambre considérée. On peut par ailleurs relier les fractions molaires de solvant et de soluté dans la chambre concentrée :

$$x_w^{①} = 1 - x_s^{①} \quad (4)$$

Dans le cas de solutions faiblement concentrées, la fraction molaire en soluté est très inférieure à 1. Il vient alors :

$$\ln(1 - x_s) \simeq -x_s \quad (5)$$

L'équation (3) devient :

$$V_w(p^{②} - p^{①}) = RT [x_s^{②} - x_s^{①}] \quad (6)$$

En posant  $\Delta\pi = (p^{②} - p^{①})$  et  $\Delta C = \frac{x_s^{②} - x_s^{①}}{V_w}$

On obtient alors l'équation de Van't Hoff :

$$\Delta\pi = \Delta CRT \quad (7)$$

Cette loi stipule donc une proportionnalité de la différence de pression osmotique  $\Delta\pi$  avec la différence de concentration  $\Delta C$  à température donnée. Ceci permet d'estimer la valeur de  $\Delta\pi$  atteinte au cours du régime permanent (cf. figure 2 (c) et (d)). A titre illustratif, l'eau de mer a une salinité de l'ordre de 35 g.mol<sup>-1</sup> soit 0,6 mol.l<sup>-1</sup>. D'après la loi de Van't Hoff, l'eau de mer a donc une différence de pression osmotique par rapport à l'eau pure  $\Delta\pi = 1,5$  MPa à 25 °C.

### 1.3.3 Ajustement de la loi pour des cas particuliers

Dans certains domaines d'application mettant en oeuvre le phénomène osmotique, la loi de Van't Hoff est ajustée pour tenir compte des particularités inhérentes à ces domaines.

- Une des applications industrielles dans lesquelles l'osmose est présente est la concentration de jus de fruits, qui met en oeuvre des pressions osmotiques de l'ordre de plusieurs MPa. Pour ce domaine d'application, selon [Maurel \(1993\)](#), la pression osmotique de ces jus peut être estimée par la relation empirique de [Thijssen \(1970\)](#) :

$$\Delta\pi = 13,375 \frac{\Delta C_B}{100 - \Delta C_B} \quad (8)$$

Avec  $\Delta\pi$  la pression osmotique en MPa, et  $\Delta C_B$  la différence de teneur en % de matière sèche, appelée aussi degré Brix, entre les deux chambres du dispositif de concentration.

- Le cas particulier des polymères en solution nécessite également une modification de la loi de Van't Hoff ([Maurel 1993](#)). La relation (7) devient :

$$\Delta\pi = \Delta C_s RT (1 + \Gamma_2 \Delta C_s + \Gamma_3 \Delta C_s^2 + \dots) \quad (9)$$

Les paramètres  $\Gamma_2, \Gamma_3, \dots$  sont appelés coefficients du viriel. De façon générale, les polymères étant des macromolécules (environ 100 000 g.mol<sup>-1</sup>), leur concentration limite de solubilité est beaucoup plus faible que les molécules de poids moléculaire faible (sels, sucres,...). Il en résulte une pression osmotique beaucoup plus faible également.

## 1.4 Description du « régime transitoire »

Nous avons vu au § 1.3 comment modéliser, grâce à la loi de Van't Hoff, la zone de stabilité osmotique décrite sur les figure 2 (a) et (b). Pour pouvoir décrire la zone transitoire qui précède, traduite sur la figure 2 (a) par la croissance de  $\Delta p$  de part et d'autre de la membrane, et sur la figure 2 (b) par la chute du débit osmotique  $J$ , il est nécessaire de se pencher sur les mécanismes de transfert qui régissent le passage des molécules de solvant au travers de la membrane. On notera par la suite avec un indice  $w$  les grandeurs relatives au solvant et avec un  $s$  celles relatives au soluté.

### 1.4.1 Mécanismes de transfert de type diffusionnel

Les transferts membranaires sont régis par différents phénomènes physiques, notamment selon la taille des particules qui traversent. [Maurel \(1993\)](#) cite la diffusion et la capillarité. Étant donnée la petitesse des molécules concernées par l'osmose, les membranes d'osmose peuvent être considérées denses et la diffusion y est prépondérante (cf. figure 3). Une relation basée sur la loi de Fick permet alors de lier le flux de solvant molaire par unité de surface noté  $J_w$  (mol.s<sup>-1</sup>.m<sup>-2</sup>) franchissant la membrane au gradient du potentiel chimique du solvant  $\mu_w$  à travers l'épaisseur de la membrane ([Maurel 1993, Lacey & Loeb 1972](#)). Si l'abscisse dans l'épaisseur est notée  $x$  (cf. figure 4), on peut écrire :

$$J_w = -A \frac{d\mu_w}{dx} \quad (10)$$

où  $A$  est une constante caractéristique de la diffusion à travers l'épaisseur de la membrane de l'espèce qui traverse (ici, le solvant). En première approximation, on peut considérer que le

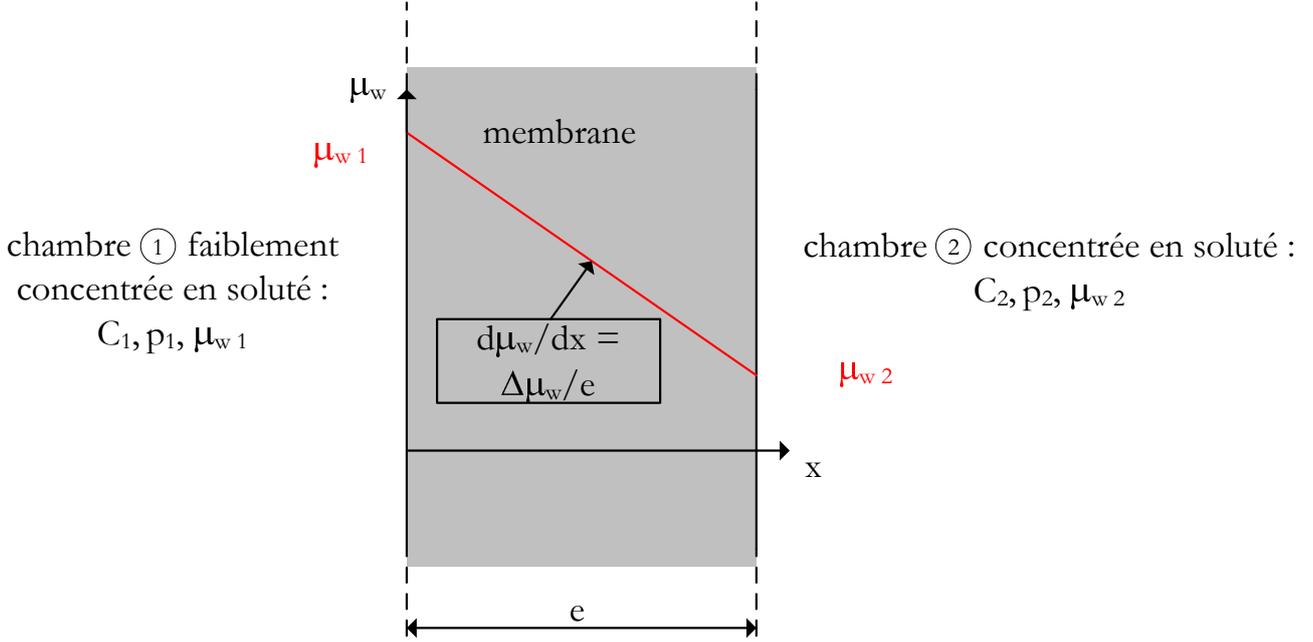


FIG. 4: Mise en évidence du passage de solvant par diffusion dans l'épaisseur  $e$  de la membrane

potentiel chimique du solvant varie linéairement à l'intérieur de la paroi membranaire (cf. figure 4), si bien que l'on peut écrire :

$$\frac{d\mu_w}{dx} \simeq \frac{\Delta\mu_w}{e} \quad (11)$$

avec  $\Delta\mu_w$  la variation du potentiel chimique du solvant entre les chambres ① et ②, et  $e$  l'épaisseur de la membrane. D'après les équations (1) et (5), introduites au paragraphe 1.3.2, les potentiels chimiques du solvant dans les chambres ① et ② s'écrivent :

$$\mu_{w1} = V_w (p_1 - p_0) + \mu_0 - RT x_{1s} \quad (12)$$

$$\mu_{w2} = V_w (p_2 - p_0) + \mu_0 - RT x_{2s} \quad (13)$$

où  $x_{is}$ ,  $i = 1$  ou  $2$ , est la fraction molaire du soluté dans la chambre considérée. Par ailleurs,  $\frac{x_s}{V_w} = C$ , où  $C$  est la concentration en soluté, car le volume de soluté est négligeable devant celui du solvant. Ainsi l'équation (10) devient :

$$J_w = -\frac{A \cdot V_w}{e} (\Delta p - \Delta CRT) \quad (14)$$

D'après l'équation de Van't Hoff (7), on peut encore écrire :

$$J_w = -\frac{A \cdot V_w}{e} (\Delta p - \Delta\pi) \quad (15)$$

avec  $\Delta\pi$  la différence de pression osmotique de part et d'autre de la membrane. On peut également définir un flux volumique par unité de surface  $J$  ( $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) :

$$J = -\frac{A \cdot V_w \cdot M_w}{e \cdot \rho_w} (\Delta p - \Delta\pi) \quad (16)$$

où  $M_w$  est la masse molaire du solvant et  $\rho_w$  la masse volumique du solvant. Cette relation est très souvent utilisée sous la forme :

$$J = -L_p(\Delta p - \Delta\pi) \quad (17)$$

où  $L_p$  (en  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{Pa}^{-1}$ ) peut être défini comme la perméabilité globale par unité de surface de la membrane au solvant.

Ainsi, tant que la différence de pression osmotique  $\Delta\pi$  est supérieure à la différence de pression hydrostatique  $\Delta p$  d'une chambre à l'autre, on observe un débit de solvant  $J$  de la chambre basse concentration vers la chambre haute concentration. Ceci permet d'expliquer le régime transitoire, illustré sur les figures 2 (a) et (b). Lorsque ces deux différences de pressions s'égalisent, ce débit s'annule. On a alors atteint le régime permanent. Lorsque  $\Delta p$  devient supérieur à  $\Delta\pi$ , le flux s'inverse. On parle alors d'osmose inverse (cf. § 2.1).

Nous verrons dans la partie 2 une quantification expérimentale des pressions et temps caractéristiques de l'osmose. Les différences de pression  $\Delta p$  atteignables sont conséquentes : elles peuvent aisément dépasser plusieurs dizaines de MPa. En revanche, les débits  $J$ , même lorsque, au début du phénomène,  $\Delta p$  est nul, sont très faibles. Les flux surfaciques maximum en début d'essai  $J_0$  mesurés ne dépassent pas  $5\cdot 10^{-7} \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Ainsi, les temps caractéristiques mesurés pour atteindre le régime permanent varient entre une et plusieurs dizaines d'heures.

#### 1.4.2 Prises en compte des transferts de soluté et des interactions soluté / solvant

L'équation (17) permet de décrire très simplement le comportement d'un système osmotique. L'expérience montre que dans les systèmes osmotiques solvant / soluté / membrane réels, les transferts se produisant au travers de la membrane sont plus complexes. Deux mécanismes physiques peuvent notamment se produire et perturber le phénomène osmotique : le passage des molécules de soluté à travers la membrane, caractérisé par un débit surfacique de soluté  $J_s$ , et les interactions, d'une part entre les molécules de soluté et de solvant au niveau de la membrane, et d'autre part entre les parois des pores de la membrane et les molécules de solvant lors de leur passage dans la membrane.

- La figure 5 (a) illustre ces phénomènes lorsqu'il existe un débit  $J_s$  non nul de molécules de soluté. Dans ce cas, des molécules de solvant, mais aussi certaines molécules de soluté, parviennent à passer à travers la membrane, mais sont gênées par les deux types de frottement précédemment évoqués : les frottements des molécules sur les parois de la membrane et les frottements entre les molécules qui se croisent. Si les pores de la membrane sont étroits par rapport à la grosseur des molécules en présence, le frottement sur la membrane sera prépondérant. Si au contraire la taille des pores est grande par rapport à celle des molécules, c'est le frottement inter-molécules qui sera cette fois prépondérant. [Kedem & Katchalsky \(1958\)](#) proposent un formalisme issu de considérations thermodynamiques permettant de décrire un tel système osmotique. Pour décrire les transferts au travers de la membrane, les auteurs introduisent trois débits : le débit molaire de solvant, noté  $J_w$ , le débit molaire de soluté  $J_s$  et le débit volumique total, noté  $J$  :

$$J_s = -\omega\Delta\pi + \overline{\Delta C}(1 - \sigma)J \quad (18)$$

$$J = L_p(\sigma\Delta\pi - \Delta p) \quad (19)$$

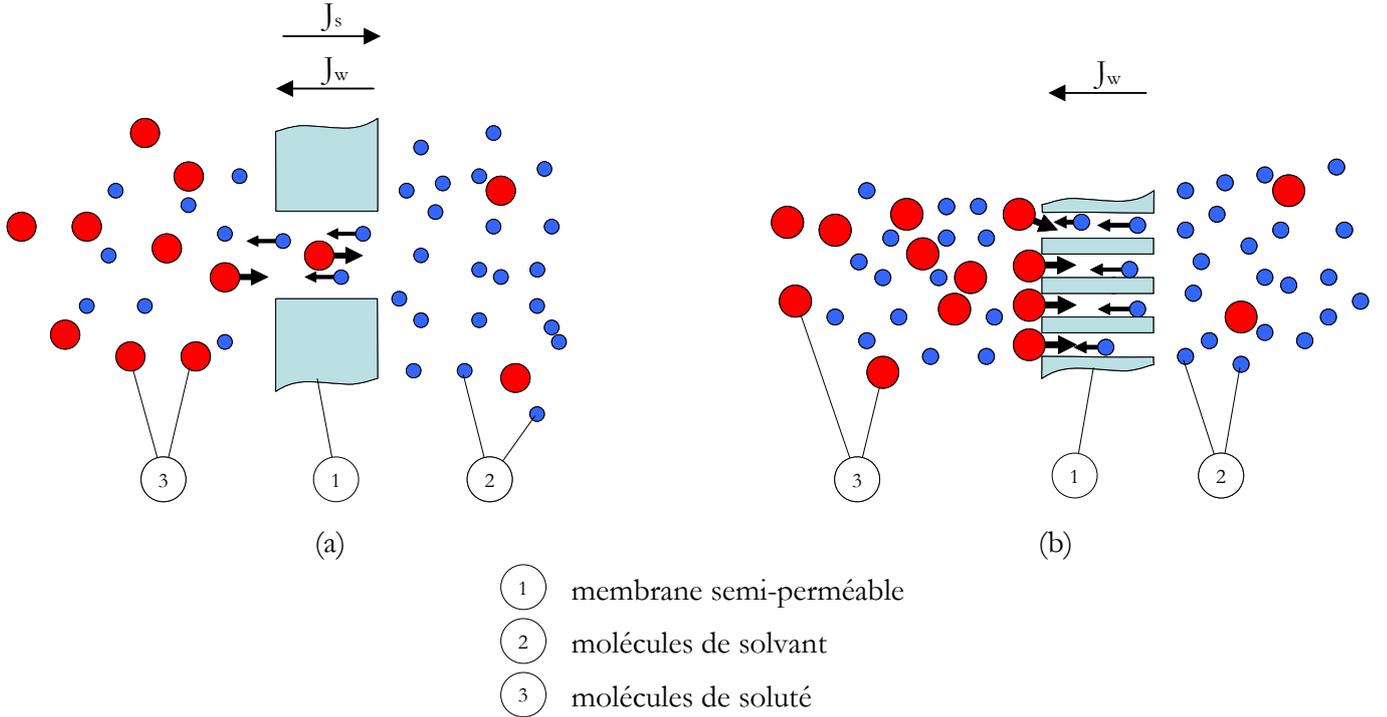


FIG. 5: Illustration des phénomènes de débit de soluté  $J_s$  et d'interactions entre les molécules de solvant et de soluté. (a) La perméabilité non nulle de la membrane au soluté, illustré ici par un diamètre de porosité supérieur au diamètre des molécules de soluté, engendre un débit de soluté  $J_s$  opposé au débit osmotique de solvant, noté  $J_w$ . (b) La perméabilité de la membrane au soluté est nulle, mais il existe toujours des interactions entre les molécules de solvant et de soluté, qui atténuent l'effet de l'osmose.

et

$$J = J_s V_s + J_w V_w \quad (20)$$

avec  $\omega$  un terme caractérisant la perméabilité de la membrane au soluté,  $\overline{\Delta C}$  la concentration en soluté moyenne dans la membrane,  $\sigma$  un coefficient phénoménologique appelé coefficient de réflexion,  $L_p$  la perméabilité globale de la membrane aux fluides considérés, et  $V_s$  et  $V_w$  les volumes molaires du soluté et du solvant.  $J$  est un débit volumique par unité de surface ( $\text{m s}^{-1}$ ), alors que  $J_s$  et  $J_w$  sont des débits molaires par unité de surface ( $\text{mol m}^{-2} \text{s}^{-1}$ ). Lorsque la membrane est parfaitement imperméable au soluté alors  $\sigma = 1$ . Lorsqu'elle laisse librement passer le soluté,  $\sigma = 0$ . En outre, si les tailles caractéristiques des pores de la membrane et des molécules de solvant et de soluté sont proches, alors les interactions membrane / molécules deviennent prépondérantes devant les interactions molécules / molécules et l'on peut écrire (Kedem & Katchalsky 1961) :

$$\omega = (1 - \sigma) \frac{L_p}{V_s} \quad (21)$$

Lorsque la pression osmotique  $\Delta\pi$  peut être décrite par la loi de Van't Hoff on peut alors écrire :

$$J = L_p(\sigma\Delta CRT - \Delta p) \quad (22)$$

- La figure 5 (b) illustre un autre scénario envisageable dans le cas où aucune molécule de soluté ne peut franchir la membrane. Dans ce cas, pour franchir la membrane, les molécules de solvant peuvent être gênées par certaines molécules de soluté s’agglomérant à la surface de la membrane. On pourrait également envisager des cas où les interactions membrane / molécules sont si fortes qu’elles ne permettent pas, en gênant ou bloquant certaines molécules de solvant, l’installation d’une osmose « parfaite ». Un moyen de tenir compte de ces possibles interactions « bloquantes » est de modifier l’expression de la pression osmotique  $\Delta\pi$ . Par exemple, en partant de la loi de Van’t Hoff, on peut écrire :

$$\Delta\pi = \sigma\Delta CRT \quad (23)$$

où le coefficient  $0 < \sigma < 1$  tient compte ici de ces éventuels « blocages mécaniques » de solvant. Si le flux de soluté est nul, c’est à dire  $J_s = 0$ , alors les transferts de solvant peuvent également être décrits par la relation (22).

Dans la partie II, nous mettrons en évidence, pour le système osmotique choisi, la quasi-imperméabilité de la membrane au soluté. C’est donc cette équation (22) que nous utiliserons pour modéliser les expériences de quantification des performances de l’osmose.

## 1.5 En résumé

Le phénomène d’osmose est responsable de nombre de transferts membranaires dans le règne animal et végétal. Ces variations peuvent être modélisées par des formalismes, dépendant de trois variables d’état : la différence de concentration  $\Delta C$ , la différence de pression hydrostatique  $\Delta p$  de part et d’autre de la membrane et la température  $T$  du système. Les paramètres constitutifs de ces modèles sont relatifs à la perméabilité de la membrane vis-à-vis des fluides en présence, et aux interactions entre les molécules de solvant et de soluté, mues par des cinétiques opposées.



## Chapitre 2

# Applications actuelles de l'osmose

Ce chapitre recense les principales utilisations non naturelles de l'osmose. La principale, développée industriellement, est la filtration de l'eau par osmose inverse. Nous aborderons ensuite les quelques utilisations médicales du phénomène.

### 2.1 L'osmose inverse

#### 2.1.1 Principe

Comme on peut le voir avec l'équation (19), le phénomène d'osmose peut être contré, voire inversé, à condition de fournir suffisamment de différence de pression  $\Delta p$  pour vaincre la pression osmotique  $\Delta\pi$ . En effet, si l'on applique une pression plus forte que  $\Delta\pi$  dans la chambre ② par l'intermédiaire du piston ③ (figure 6), on observera un flux de solvant de la chambre ② vers ① : ainsi le volume de la solution faiblement concentrée en soluté (chambre ①) augmentera, comme l'illustre l'augmentation du niveau de la solution  $\Delta h$ . C'est cette production de solution purifiée de son soluté que l'on qualifie d'osmose inverse.

Au fur et à mesure que la concentration dans le compartiment mis sous pression augmente, la pression osmotique à vaincre augmente elle aussi : pour produire du solvant purifié à des niveaux de pression raisonnables, on peut alors vider régulièrement le compartiment concentré en soluté.

#### 2.1.2 Applications

L'osmose inverse est la principale utilisation industrielle du processus osmotique. Plusieurs secteurs industriels l'utilisent (Maurel 1988). Le but recherché peut être soit de filtrer soit de concentrer une solution, selon l'application. L'osmose inverse trouve son application notamment dans les secteurs suivants :

- Le traitement des eaux, pour le dessalement de l'eau de mer et des eaux saumâtres, la production d'eau ultra pure (par exemple pour des laboratoires) ou encore le traitement des eaux résiduaires (notamment dans l'industrie galvanique).
- L'industrie laitière, pour la concentration du lait pour la production de fromage.
- L'industrie agro-alimentaire, pour des traitements de concentration ou de clarification (jus de fruit, sucre et café).
- L'industrie automobile, pour le traitement des fluides d'usinage ou l'ultrafiltration en électrophorèse.

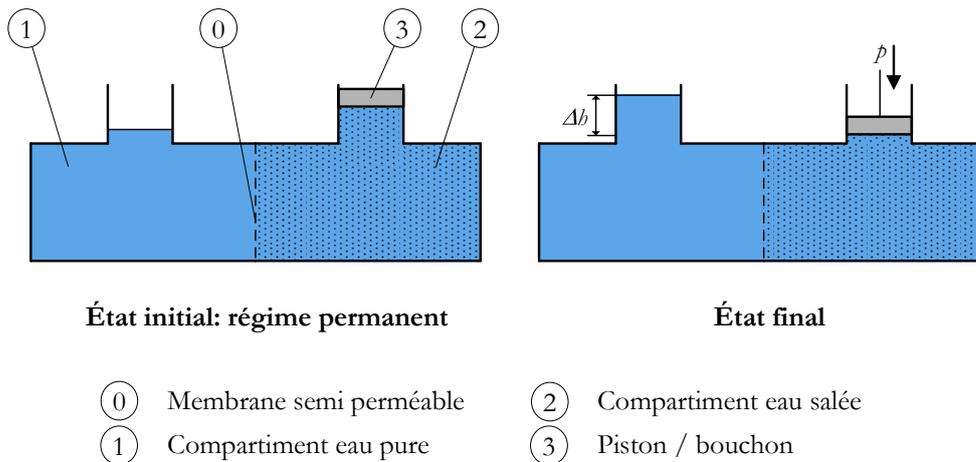


FIG. 6: Principe de l'osmose inverse. Si, à partir de l'état initial décrit sur la figure du haut, on applique sur le bouchon / piston ③ une pression  $p$  supérieure à la différence de pression  $\Delta\pi$ , on observe (état final) un flux de solvant de ② vers ①, responsable de l'élévation du niveau de liquide  $\Delta h$  dans la chambre ①.

Le plus gros marché utilisant l'osmose inverse est le dessalement des eaux. A l'heure actuelle, la consommation mondiale d'eau douce est de 2000 milliards de mètres cubes par an. Selon Gomella (2005), en 1998, 5,5 milliards de mètres cubes par an étaient produits par dessalement d'eau de mer ou saumâtre, soit 0,4 % de la consommation totale d'eau douce. 85 % de cette production est pour l'instant assurée par des unités utilisant le procédé de distillation. L'osmose inverse est le procédé qui assure l'essentiel du reste de la production d'eau douce. Bien que moins gourmande en énergie, sa technique est maîtrisée depuis peu et possède donc une très grande marge de progression.

Cette production d'eau pure à partir d'eau salée ou saumâtre peut être décomposée en deux domaines bien distincts :

- La production industrielle à grande échelle, utilisée pour la consommation d'eau potable par les collectivités et pour des applications industrielles nécessitant de l'eau très pure (cf. figure 7 (a)),
- La production d'eau potable chez les particuliers, mettant en oeuvre des micro modules d'osmose inverse (cf. figure 7 (b)).

### 2.1.3 Caractéristiques techniques

En pratique, une unité d'osmose inverse produit de l'eau purifiée en continu. Pour cela, un débit d'alimentation permanent ① est assuré par une pompe ④ (cf. figure 8 (a)). Ce débit passe au travers d'un module ⑤ (cf. figure 8 (b)) dans lequel se trouve la membrane semi-perméable. Dans ce module, le débit d'alimentation ① s'écoule en continu tangentiellement à la membrane. Une partie de la solution à traiter sort de ce module sans traverser la membrane, donc non purifiée ③, c'est le rétentat ou concentrat, et une autre partie sort filtrée après avoir franchi la membrane ②, c'est le perméat. La vanne de régulation ⑥ du débit de rejet ③ permet de modifier notamment la pression appliquée au fluide et donc le débit de production ②.

Le module d'osmose inverse est constitué de deux chambres séparées par une membrane, généralement enroulée en spirale comme sur la figure 8 (b). Les matériaux les plus couramment



a) Installation industrielle



b) Installation domestique

FIG. 7: Osmose inverse : illustration de la différence d'échelle entre une installation industrielle (a) et une installation domestique (b)

utilisés dans la confection des membranes sont l'acétate de cellulose, le polyamide et le polysulfone. La membrane est souvent constituée d'un matériau composite constitué de ces matériaux de base.

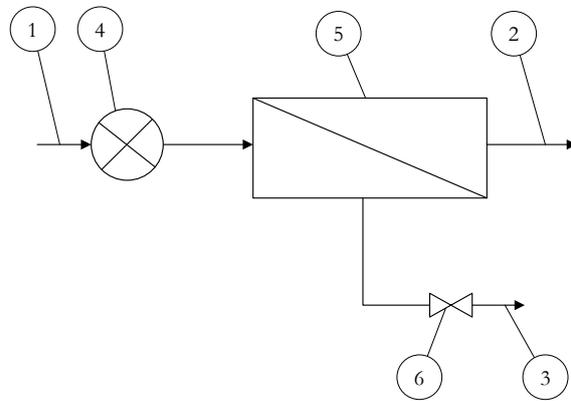
Lors de la production d'eau douce à partir d'eau salée, on commence à observer un débit d'eau pure franchissant la membrane lorsque la pression hydrostatique appliquée au compartiment d'eau salée devient supérieure à la différence de pression osmotique  $\Delta\pi$  de l'eau salée par rapport à l'eau pure, définie au § 1. Elle dépend donc :

- de la différence de concentration en soluté entre les deux compartiments.
- des caractéristiques des membranes, qui soumettent le flux à une perte de charge qui peut être importante, étant donnée leur faible porosité.

Nous avons vu auparavant que l'eau de mer avait une pression osmotique de 1,5 MPa par rapport à de l'eau pure. Pour produire de l'eau pure à partir d'eau de mer par osmose inverse, il faut donc appliquer une pression au moins supérieure à cette pression sur le compartiment contenant l'eau salée. Dans les installations industrielles, les pressions mises en jeu atteignent parfois 8 MPa.

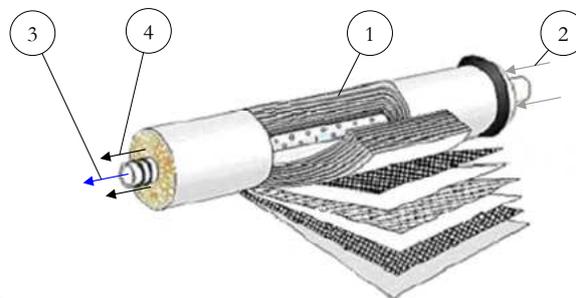
## 2.2 L'osmose dans le domaine biomédical

Malgré l'omniprésence des fluides dans l'organisme, rares sont les applications du processus osmotique dans le domaine biomédical. Il existe toutefois une application vieille d'une quarantaine d'années, qui a désormais accédé au stade de l'industrialisation. Ce sont les systèmes osmotiques de délivrance médicamenteuse, appelés « Osmotic Drug Delivery Systems » (cf. § 2.2.1). En dehors de cette application particulière, les rares autres applications biomédicales de l'osmose sont encore au stade de la recherche (cf. § 2.2.2).



- |                        |   |
|------------------------|---|
| ① Débit d'alimentation | ④ Pompe haute pression                  |
| ② Débit de production  | ⑤ Module d'osmose inverse               |
| ③ Débit de rejet       | ⑥ Vanne de régulation du débit de rejet |

a) Schéma de principe d'une installation d'osmose inverse



- |   |
|---|
| ① Feuilles de membranes semi-perméables enroulées en spirales |
| ② Flux d'eau salée  |
| ③ Flux d'eau pure   |
| ④ Flux de saumure de rejet                                    |

b) Vue schématique en coupe d'un module d'osmose inverse spiralé

FIG. 8: Illustration d'une installation industrielle d'osmose inverse. L'installation (a) est disposée autour d'un module d'osmose inverse (b) contenant une membrane semi-perméable

### 2.2.1 « Osmotic Drug Delivery Systems »

Les molécules thérapeutiquement actives pour le traitement et la prévention de maladies sont depuis toujours l'objet de recherches approfondies. L'activité pharmacologique est la principale caractéristique requise pour l'usage d'une molécule en tant qu'agent thérapeutique. Néanmoins, il est tout aussi important que cette molécule atteigne la zone corporelle où elle est censée agir. Les systèmes de délivrance de médicaments (« drug delivery systems ») tentent de relever ce défi. La stratégie de ce genre de dispositifs est double : délivrer des substances actives de façon contrôlée en temps et ce dans une zone de l'organisme bien identifiée. Plusieurs systèmes sont utilisés à cet effet. Parmi eux, les systèmes à délivrance osmotique proposent un fonctionnement très intéressant pour nombre d'applications de ce genre.

Plusieurs auteurs proposent des revues sur les systèmes osmotiques de délivrance de médicaments (Kaushal & Garg 2003, Santus & Baker 1995, Verma et al. 2000). La majorité des systèmes de ce type est destinée à l'ingestion pour un traitement oral. Néanmoins, un bon nombre est également destiné à une implantation dans le liquide extra cellulaire. Ce type d'application est à l'heure actuelle surtout utilisé à des fins de recherche chez l'animal.

Le principe général des systèmes de pompe osmotique médicamenteuse repose sur le processus osmotique, étudié au § 1. La figure 9 schématise un dispositif de ce genre. Une membrane ③ perméable à l'eau mais imperméable aux molécules de soluté (qui peut être un agent osmotique ou le médicament lui-même) isole une chambre riche en soluté ④ d'un milieu moins riche en soluté ②. Dans ce genre de dispositifs, le soluté est souvent initialement sous forme de cristaux. En présence de solvant, ce soluté se dissout dans une solution toujours saturée en soluté tant qu'il en subsiste une phase solide. La présence de la membrane engendre alors le phénomène osmotique, c'est-à-dire un flux de solvant vers la chambre concentrée poussant, par l'intermédiaire d'un piston ou d'une membrane souple imperméable ⑤, le médicament ⑥ contenu dans un autre compartiment, à travers un orifice ⑦ vers le milieu environnant. Tant qu'il subsiste une phase solide de l'agent osmotique, la chambre concentrée est saturée en soluté. La pression osmotique est donc constante. Le débit de médicament s'échappant par l'orifice est ainsi maintenu constant jusqu'à disparition complète de la phase solide. Ensuite, ce débit ralentit progressivement jusqu'à s'annuler, lorsque la pression osmotique à l'intérieur de la chambre concentrée en soluté égale la pression hydrostatique du milieu environnant.

Les premiers à développer des systèmes de pompe osmotique de délivrance médicamenteuse furent Rose & Nelson (1955). Leur pompe, illustrée sur la figure 9 consiste en trois chambres : une chambre remplie d'une substance médicamenteuse à injecter ⑥, une remplie d'un agent osmotique solide ④ et une remplie d'eau ②. Développées initialement pour les injections hypodermiques, ces pompes présentent l'inconvénient d'un déclenchement immédiat du processus osmotique dès que la membrane entre en contact avec l'eau. Ce type de pompe doit donc être stockée avec la chambre réservoir d'eau vide.

On doit la première des simplifications de la pompe de Rose-Nelson à Higuchi-Leeper (cf. figure 10 ②). Leur pompe est dépourvue de réservoir d'eau. La membrane osmotique est alors directement en contact avec le milieu environnant. Une fois implantée, la pompe se déclenche par le passage de l'eau contenue dans le milieu environnant à travers la membrane par osmose. Ce système offre l'avantage de pouvoir être stocké à l'abri de l'humidité en parfait état de fonctionner. Au début des années 1970, Higuchi et Theeuwes développèrent une autre variante de la pompe de Rose-Nelson, encore plus simple (cf. figure 10 ③). Dans ce dispositif, une coque solide de sel

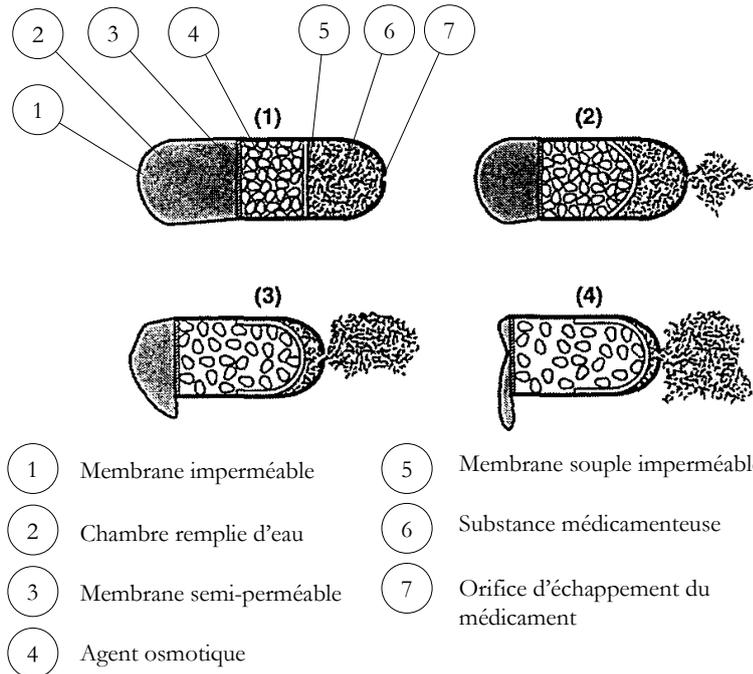


FIG. 9: Système de délivrance médicamenteuse par osmose de Rose-Nelson (figure issue de [Santus & Baker \(1995\)](#)). Le dispositif est divisé en trois chambres : une première, enfermée par une membrane imperméable souple ① contient de l'eau. Elle est séparée d'une deuxième qui contient un agent osmotique souvent solide ④ par une membrane semi-perméable ③. La troisième, séparée de l'agent osmotique par une paroi imperméable souple, contient la solution active de médicament ⑥. L'eau ② pénètre à travers la membrane ③ dans la chambre intermédiaire et dissout l'agent osmotique ④, provoquant alors le transfert d'eau de la chambre ① à la chambre ④. La paroi ⑤ pousse alors le médicament ⑥ à travers la paroi du dispositif par un orifice ⑦.

est enfermée entre une membrane semi-perméable rigide à l'extérieur, et une membrane imperméable souple à l'intérieur. Selon un principe identique à la pompe de Higuchi-Leeper, l'eau du milieu environnant traverse la membrane semi-perméable sous l'action du gradient de concentration en sel, provoquant une augmentation de volume de la chambre dans laquelle est initialement contenu le sel solide. Seules les parois intérieures de cette chambre peuvent se déformer entraînant l'éjection de la substance active par l'orifice prévu. La plus répandue de ces pompes est la pompe Alzet commercialisée par Alza (cf. figure 11).

La simplification ultime de ces systèmes de délivrance médicamenteuse par osmose est l'oeuvre de [Theeuwes & Yum \(1976\)](#) (cf. figure 10 ④). Ce dispositif, appelé pompe osmotique élémentaire, ne dispose pas de la chambre contenant l'agent osmotique. Il utilise la substance active comme moteur de l'osmose. Pour produire ce genre de dispositif, il suffit de confectionner un comprimé soluble de ce médicament et de le recouvrir avec une membrane semi-perméable rigide. L'orifice de sortie du médicament est ensuite percé à travers la membrane, souvent grâce à un rayon laser. La simplicité de production de ce genre de dispositif le rend très compétitif sur le plan industriel.

Dans le domaine très spécifique de la littérature scientifique et technique concernant les brevets, on trouve de nombreuses déclinaisons de ces systèmes de délivrance d'agents actifs.

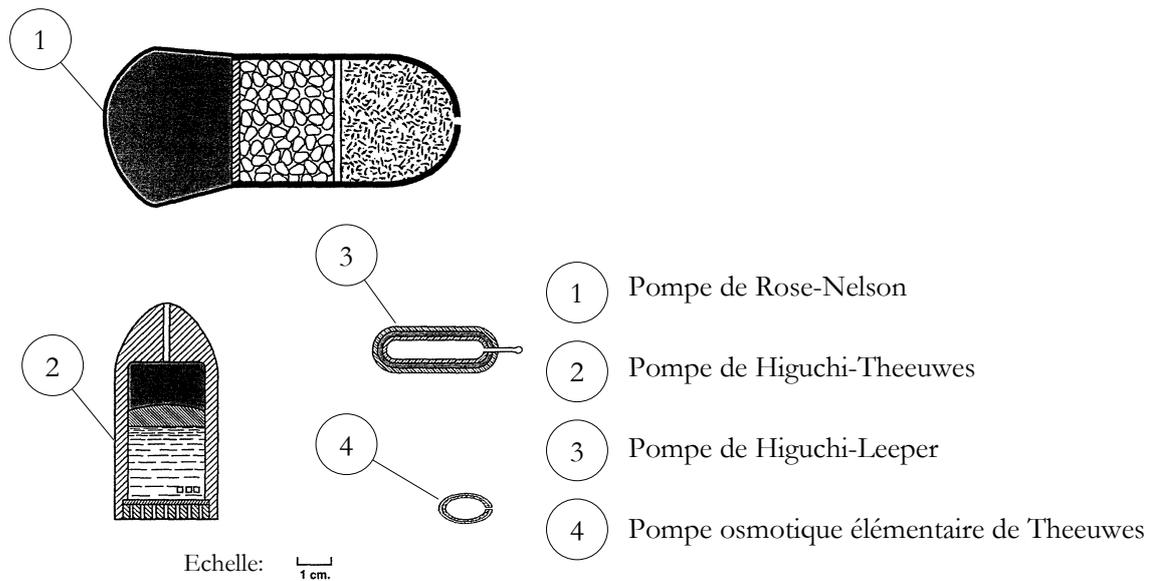


FIG. 10: Schéma des quatre principaux types de pompe osmotique (issue de [Santus & Baker \(1995\)](#)). Pompe de Rose-Nelson ①, pompe de Higuchi-Theeuwes ②, pompe de Higuchi-Leeper ③, et pompe osmotique élémentaire ④. L'échelle permet de voir la taille caractéristique des dispositifs et la nette tendance à la miniaturisation depuis leur apparition.

Parmi les innovations les plus significatives, on peut citer :

- l'incorporation d'une partie de la substance active dans la paroi externe du dispositif pour provoquer une administration immédiate afin de pallier le déclenchement tardif de la pompe due à l'osmose,
- des systèmes à débits variables en fonction du pH,
- des systèmes contenant en plus du médicament une substance effervescente pour empêcher la précipitation du médicament dans le cas d'injection en milieu acide,
- des systèmes capables de délivrer des petites quantités de substance active à intervalles de temps réguliers. Pour cela, l'orifice de sortie du médicament est ménagé dans une membrane imperméable élastique. Cet orifice est initialement fermé lorsque la pression dans le réservoir de médicament est négligeable. Sous l'action osmotique, cette pression augmente jusqu'à atteindre un seuil à partir duquel la membrane élastique est suffisamment déformée pour ouvrir l'orifice, entraînant la libération du médicament et la chute de pression. Ce cycle se reproduit jusqu'à épuisement de l'agent osmotique.

Quelques groupes industriels commercialisent des pompes osmotiques destinées notamment à être implantées chez l'animal dans le cadre de recherches scientifiques. La pompe Alzet<sup>®</sup> (cf. figure 11) en est un exemple.

### 2.2.2 Capteurs de glycémie

On estime à 200 millions le nombre de personnes atteintes de diabète dans le monde. Des études cliniques à grande échelle ont démontré qu'un contrôle continu de la glycémie permet de réduire de façon significative les effets à long terme de la maladie. Or, un contrôle continu semble envisageable uniquement s'il permet une mesure non systématiquement invasive, ce qui n'est pas le cas des systèmes actuels. Partant de ce constat, plusieurs équipes de chercheurs



FIG. 11: Pompe osmotique Alzet<sup>®</sup>

travaillent actuellement sur des dispositifs de contrôle non invasif de la glycémie. [Rawer et al. \(2004\)](#) ont imaginé un dispositif implanté dans la chambre interne de l'oeil (cf. figure 12). Une

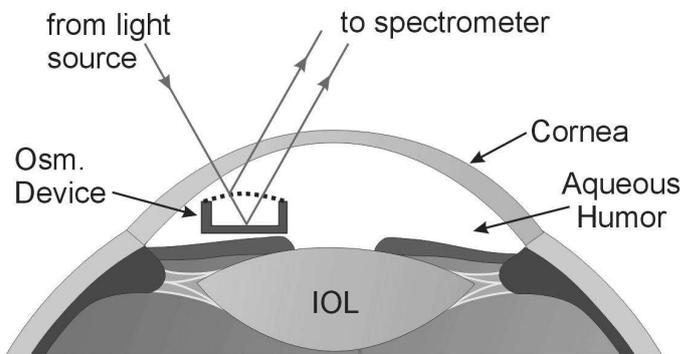
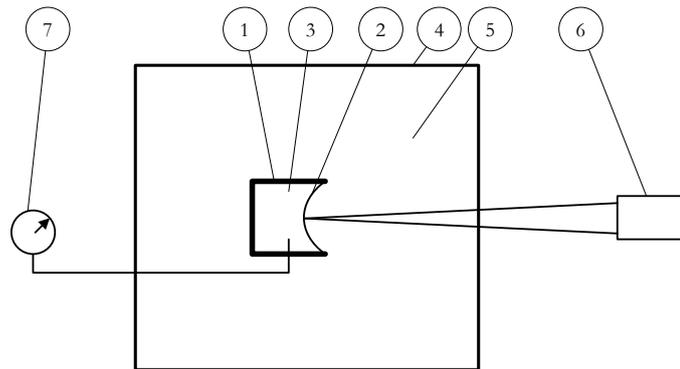


FIG. 12: Figure issue de [Nagakura et al. \(1996\)](#) représentant une vue en coupe d'un oeil équipé d'un capteur de glycémie osmotique à lecture par voie optique au travers de la cornée.

chambre indéformable à osmolarité calibrée est isolée du milieu oculaire par une membrane semi-perméable, qui elle est déformable. Cette déformation, engendrée par l'effet osmotique lorsque la différence d'osmolarité intérieure / extérieure est élevée, est mesurée au travers de la cornée de l'oeil par un système optique interférométrique : en mesurant les variations interférométriques de l'intensité lumineuse renvoyée par le système, les auteurs sont en effet capables de déduire les profondeurs des différents interfaces avec une précision inférieure au micromètre. En connaissant l'élasticité de la membrane déformable, il est alors possible de connaître la différence de pression et donc d'osmolarité entre intérieur et extérieur du dispositif.

[Nagakura et al. \(1996\)](#) ont, quant à eux, mesuré les performances de capsules osmotiquement actives positionnées dans un milieu plus concentré en soluté (en l'occurrence du glucose) que l'intérieur de la capsule. La figure 13 illustre les expériences réalisées. Un récipient cylindrique indéformable est rempli d'une solution aqueuse contenant du glucose à  $1 \text{ g}\cdot\text{l}^{-1}$  puis bouché par une membrane en acétate de cellulose, perméable à l'eau mais imperméable au glucose. Ce cylindre est plongé dans un bac transparent empli d'une solution de glucose plus concentrée ; entre  $1$  et  $2 \text{ g}\cdot\text{l}^{-1}$ . Ces écarts sont représentatifs de la pathologie diabétique. Un dispositif de mesure de déplacement par rayon laser mesure alors le déplacement de la membrane en son centre, là où elle fléchit le plus. Cette mesure est corrélée avec une mesure de la pression à l'intérieur du récipient. Quelle que soit la différence de concentration entre les deux compartiments, le déplacement maximum est observé au bout de deux heures. En revanche, ce déplacement est logiquement d'autant plus rapide et important que cette différence de concentration est grande.



- ① Récipient indéformable
- ② Membrane semi-perméable
- ③ Solution de glucose à  $1 \text{ g.l}^{-1}$
- ④ Réservoir transparent
- ⑤ Solution de glucose concentrée:  $1 < \text{concentration} < 10 \text{ g.l}^{-1}$
- ⑥ Capteur de mesure de distance par rayon laser
- ⑦ Capteur de mesure de pression

FIG. 13: Système de mesure des performances d'un dispositif osmotiquement réactif aux variations de glycémie, étudié par [Rawer et al. \(2004\)](#). Les variations de pression et de position de la membrane sont mesurées par les capteurs ⑥ et ⑦.

Ces caractéristiques sont donc très intéressantes pour la médication du diabète, car la délivrance d'insuline doit être calée sur les variations du taux de glucose dans le sang. Les auteurs ont donc imaginé actionner directement, grâce à la flexion de la membrane, le piston d'une seringue emplies d'insuline. Avec des variations de concentration de  $0,2 \text{ g.l}^{-1}$ , ce système permet de délivrer  $30 \mu\text{l}$  de médicament en 30 minutes.

## 2.3 En résumé

Le phénomène physique de l'osmose est utilisé à grande échelle pour la filtration de solutions, notamment pour le dessalement de l'eau de mer pour sa potabilisation. Dans le domaine médical, quelques applications sont développées, en particulier pour la délivrance de médicaments et pour réaliser des capteurs de concentration.



## Chapitre 3

# Applications potentielles de l’osmose médicale

### 3.1 Introduction

A l’instar des applications médicales sus-citées du phénomène osmotique, ce travail de thèse a pour but d’étudier la possibilité d’implanter dans l’organisme un dispositif, à action mécanique, activé par l’osmose. Néanmoins, l’osmose n’est ici pas utilisée comme source d’énergie d’un capteur ou d’un dispositif de largage progressif de substances, mais comme véritable source d’énergie mécanique d’actionneurs implantés à long terme (Cinquin et al. 2003).

Le chapitre 1, consacré à l’osmose, a mis en relief des caractéristiques fondamentales de la transformation d’énergie chimique en énergie mécanique par osmose : le principal point faible de ce phénomène est sa lenteur (il l’est d’autant plus que les volumes qui transitent par la membrane sont importants). Cette lenteur peut toutefois être améliorée en multipliant la surface de membrane utile, comme l’illustrent les modules de dialyse, qui totalisent plusieurs mètres carrés de surface de membrane dans un volume de quelques centaines de centimètres cube. Les débits sont alors multipliés dans un rapport identique aux surfaces. En revanche, le processus osmotique permet la génération de différences de pression conséquentes.

Deux applications de l’osmose pour la génération d’actions mécaniques *in vivo* ont ainsi fait l’objet d’études, pour leurs caractéristiques intéressantes vis à vis de l’osmose : la première est relative à une prothèse urologique de détrusor artificiel. Elle sera brièvement étudiée au paragraphe 3.2. La seconde concerne un nouveau type d’endoprothèse pour anévrismes de l’aorte abdominale. Principal objet de cette étude, cette application originale de l’osmose est présentée, après un exposé général sur l’anévrisme et son traitement chirurgical classique (§ 3.3), au paragraphe 3.4. La suite du manuscrit s’articulera autour de la modélisation osmotique et mécanique de cette endoprothèse osmotiquement active.

### 3.2 Detrusor artificiel

Les parois de la vessie constituent un muscle appelé detrusor (cf. figure 14). Lorsqu’elle est pleine, la vessie naturelle peut être vidangée par la contraction du détrusor ③ et l’ouverture du sphincter urethral ④, contrôlées par le sujet. C’est la miction.

Un grand nombre de personnes, en particulier les personnes paraplégiques, souffrent de problèmes mictionnels. Pour protéger le haut appareil urinaire, et donc assurer un bon niveau de vie au patient, une miction complète doit être assurée cinq fois par jour. A l’heure actuelle, les paraplé-

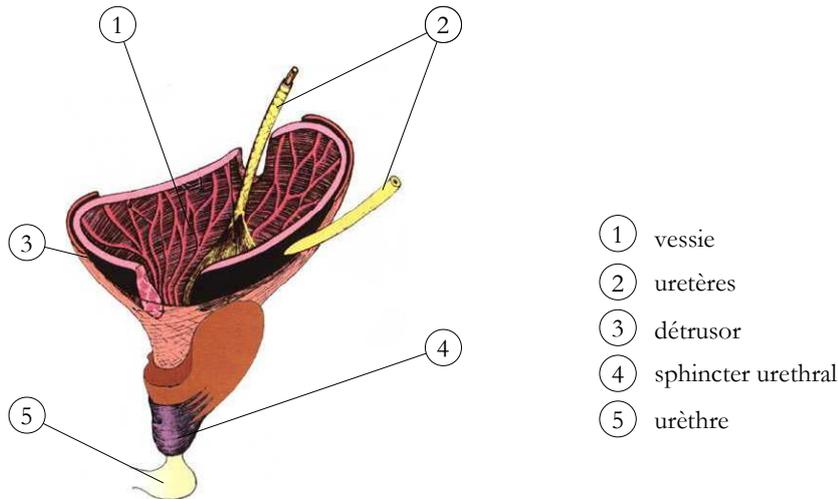


FIG. 14: Anatomie de la vessie ①. Les uretères ② conduisent l'urine du rein à la vessie ①. Lorsqu'elle est pleine, l'action du detrusor ③, combinée avec celle du sphincter urethral ④, permet la miction par l'urèthre ⑤.

giques parviennent à vider leur vessie par des manoeuvres de compression externe, de sondage ou dans certains cas par stimulation neuromusculaire. Cependant, aucune de ces méthodes n'est à ce jour satisfaisante et la rétention urinaire reste fréquente. Ceci favorise les infections, qui représentent une morbidité pouvant parfois être très grave, surtout chez des personnes affaiblies.

Dans le cadre du projet de recherche Robot Osmotique Médical au Sucre auquel nous avons participé, une étude préliminaire sur une prothèse urologique osmotiquement active a été réalisée (Mure 2003, Fine 2003). L'ambition de cette étude se limitait à la démonstration de la faisabilité de la transduction de l'énergie chimique et osmotique en énergie mécanique capable de compresser le sac vésical, afin de suppléer à la déficience du détrusor. Dans ce but, un démonstrateur a été conçu et fabriqué au laboratoire 3S.

### 3.2.1 Cahier des charges du démonstrateur

Pour remplir sa fonction de contraction de la vessie à intervalles de temps réguliers, la prothèse urologique doit remplir les conditions suivantes :

- A chaque miction ce dispositif doit permettre la contraction rapide de la vessie. Étant donnée la lenteur du phénomène osmotique, cette contraction est impossible par remplissage direct par osmose d'une structure actionneur. Il est donc envisagé de mettre à profit les quelques heures séparant deux mictions pour accumuler de l'énergie mécanique obtenue par l'osmose.
- Pour réaliser la miction vésicale, il est nécessaire que la prothèse ait une action cyclique. Le processus osmotique, détaillé au début de ce chapitre, permet une récupération d'énergie mécanique en diminuant l'écart de concentration de part et d'autre d'une membrane. Pour que cette action soit répétée, il est nécessaire de prévoir un moyen de rétablir cet écart.

### 3.2.2 Solutions techniques adoptées

L'objectif de cette étude, situé très en amont de l'implantation *in vivo* d'une structure active, ne nécessite pas de tenir compte des contraintes fortes que cela engendre, que ce soit d'un point

de vue encombrement de l'ensemble ou biocompatibilité des matériaux et espèces chimiques utilisées. Le choix des solutions techniques mises en place pour ce démonstrateur a donc été motivé principalement par l'optimisation du rapport performance / simplicité :

- Pour réaliser la fonction accumulation d'énergie mécanique, un système mécanique composé d'un piston étanche comprimant un ressort a été mis en place.
- En ce qui concerne la création cyclique de cette énergie, une solution chimique de renouvellement des concentrations initiales a été étudiée (Fine 2003). Il a ainsi été imaginé d'utiliser des enzymes de dégradation et de synthèse. Le soluté choisi pour la génération de l'osmose est le Dextran, polymère parfaitement biocompatible, classiquement utilisé en médecine pour ses propriétés osmotiques. Ce polymère a la particularité de pouvoir être divisé en plus petites molécules par l'action d'enzymes (dextranase). Les molécules résultantes peuvent être assemblées de nouveau en Dextran par d'autres enzymes (dextranase), bien que l'équilibre énergétique de cette opération implique qu'une certaine proportion de glucose libérée ne puisse plus être assemblée lors de la repolymérisation du Dextran. Donc, dans le cas de l'utilisation du Dextran, le glucose est un « produit de combustion » de l'osmoteur.

### 3.2.3 Fonctionnement du système

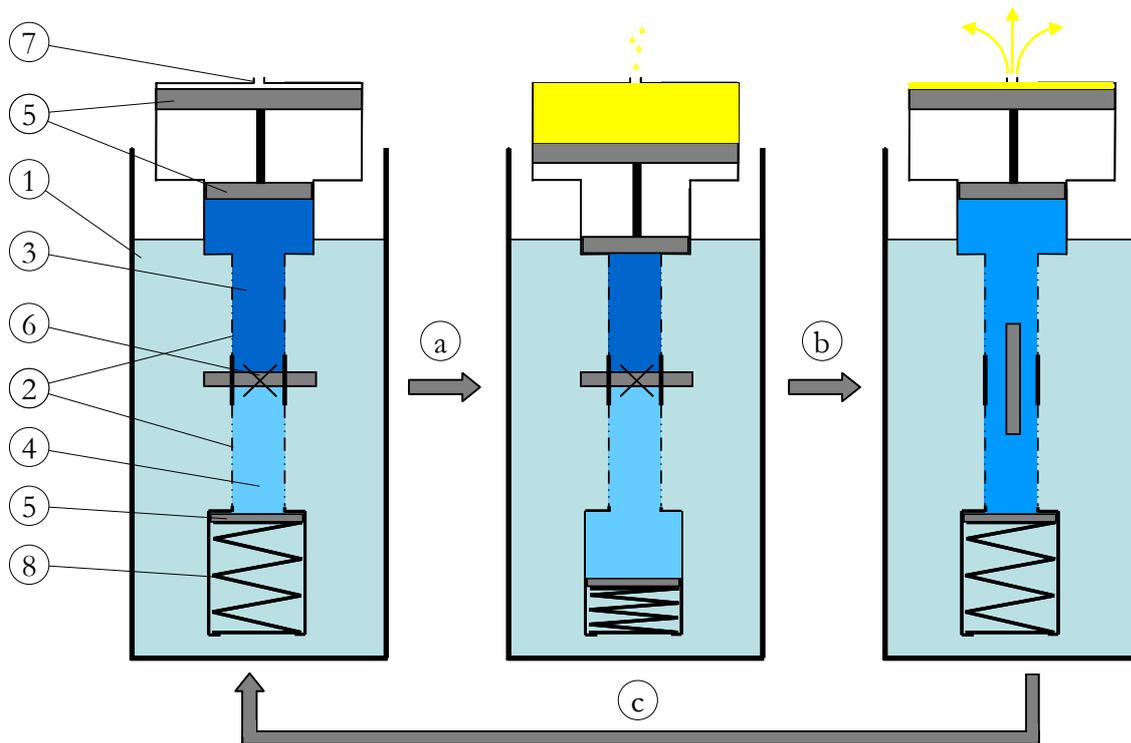
Sur cette base enzymatique, un processus a été imaginé, permettant de charger et décharger cycliquement un accumulateur mécanique. La figure 15 illustre la mise en oeuvre de ce processus à travers le développement d'un démonstrateur de laboratoire, conçu et fabriqué au laboratoire 3S (Mure 2003).

Ce démonstrateur est plongé dans un réservoir d'eau ① matérialisant le liquide extracellulaire. Il comporte deux chambres semi-perméables, réalisées grâce à des tronçons tubulaires de membranes semi-perméables ②, qui occupent une position centrale. Dans l'une se produit la synthèse ③. La Dextranase qu'elle contient tend à re-polymériser les chaînes de Dextran. Sa concentration en soluté diminuant, l'osmose engendre alors un flux d'eau de cette chambre vers l'extérieur. Dans l'autre a lieu la dégradation ④. La Dextranase présente hydrolyse les molécules de Dextran, augmentant ainsi la concentration en soluté, qui engendre alors le remplissage de la chambre par osmose. Ce remplissage permet, par l'intermédiaire d'un piston ⑤, de comprimer un ressort ⑧, et ainsi d'emmagasiner de l'énergie osmotique (étape (a)). Le ressort comprimé, cette énergie est larguée instantanément par la vanne ⑥ qui sépare les deux chambres (étape (b)), permettant ainsi, via un deuxième piston ⑤, d'expulser une certaine quantité de liquide par l'orifice ⑦. Dans l'application visée, ce liquide est l'urine du patient. La miction effectuée, la vanne est refermée (étape (c)) et le cycle peut reprendre.

La photo 16 montre le prototype de démonstrateur fabriqué au laboratoire.

### 3.2.4 Premiers résultats, difficultés rencontrées

Un double système enzymatique permettant la création cyclique d'énergie osmotique par la synthèse et la dégradation successive de dextran a ainsi été identifié et testé *in vitro*. Ce système fonctionne à 37°C et à pH 7 ce qui est nécessaire pour une future application chez l'homme. Néanmoins, la phase de synthèse est trop lente pour l'application envisagée. Testé dans le démonstrateur de la figure 16, ce protocole de production d'énergie permet de comprimer une fois le ressort d'accumulation. Un largage de l'énergie stockée est alors possible. La lenteur de la phase de synthèse interdit ensuite le déroulement d'un second cycle dans un temps raisonnable ( $\pm 5$ h).



- |                           |                                  |
|---------------------------|----------------------------------|
| ① Bac de solvant          | ⑤ Pistons                        |
| ② Membrane semi-perméable | ⑥ Vanne                          |
| ③ Chambre de synthèse     | ⑦ Orifice                        |
| ④ Chambre de dégradation  | ⑧ Ressort accumulateur d'énergie |

FIG. 15: Schéma de principe du démonstrateur illustrant les différentes phases du cycle (Fine 2003).

En conclusion, la composante mécanique de ce démonstrateur semble suffisamment aboutie pour réaliser l'action cyclique nécessaire à sa validation. L'activité enzymatique, en revanche, ne permet pas, dans sa déclinaison étudiée, de concrétiser la répétition de la transformation d'énergie chimique en énergie mécanique par osmose.

D'autres pistes chimiques de production d'énergie mécanique sont à l'étude, dans le même but de réaliser des actions cycliques (polymères sensibles à des variations de pH). Ceci élargirait le domaine potentiel d'implants à action mécanique par transfert de liquide par voie chimique à l'ensemble des pathologies musculaires.

### 3.3 Endoprothèses aortiques

Outre l'application cyclique du phénomène osmotique, étudiée via l'application au détruseur artificiel (§ 3.2), il est aussi envisagé d'élaborer des dispositifs à action mécanique d'origine osmotique à « un coup », ne nécessitant donc pas de mouvement cyclique. Les endoprothèses

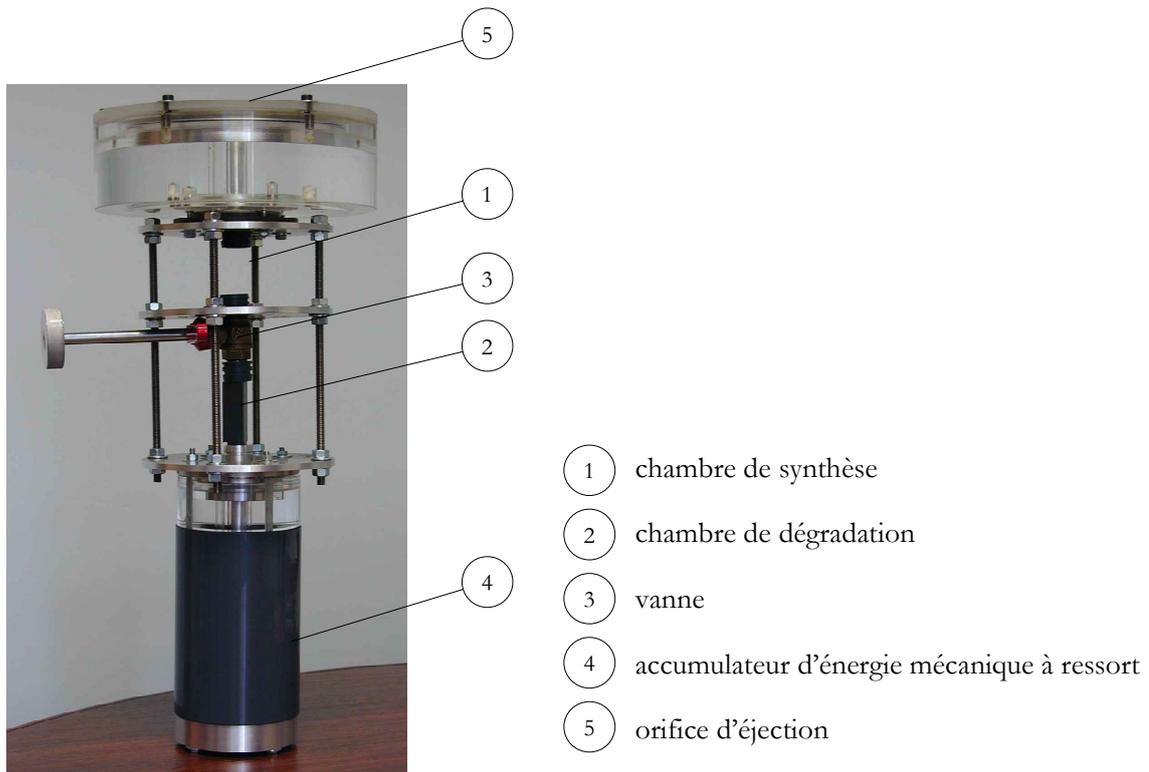


FIG. 16: Photographie du démonstrateur de prothèse urologique. Le ressort d'accumulation d'énergie n'est pas visible car situé à l'intérieur du corps de l'accumulateur d'énergie.

pour anévrismes de l'aorte abdominale entrent parfaitement dans ce cadre. En effet, ce type d'implant nécessite un unique déploiement pour court-circuiter le flux sanguin, comme nous le verrons au § 3.3.3.2. Avant de présenter l'intérêt d'un actionneur osmotique au niveau d'une endoprothèse aortique (§ 3.4), cette partie détaille l'aorte abdominale (§ 3.3.1), ses pathologies (§ 3.3.2) et les traitements chirurgicaux utilisés pour y faire face (§ 3.3.3).

### 3.3.1 L'aorte

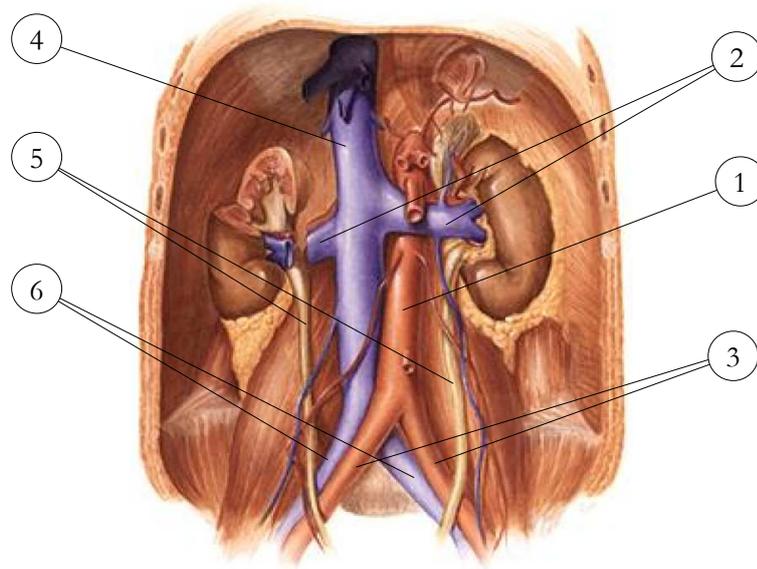
L'aorte est le tronc principal de l'arbre artériel qui distribue le sang oxygéné du cœur à l'ensemble des tissus. Après sa traversée du thorax, l'aorte, qualifiée alors d'abdominale, pénètre dans la cavité abdominale par la partie postérieure du diaphragme pour se diriger vers le bas du corps humain le long du bord antérieur du rachis <sup>1</sup> (figure 17). L'aorte abdominale prend fin au niveau de la bifurcation aorto-iliaque. Les artères iliaques poursuivent ensuite la vascularisation des membres inférieurs.

Les dimensions de l'aorte abdominale sont fonction de la stature de l'individu. Sa longueur moyenne est comprise entre 150 et 180 mm et son diamètre intérieur entre 19 mm chez la femme et 22 mm chez l'homme. En outre, ce diamètre est décroissant de l'extrémité proximale <sup>2</sup> (environ 30 mm) vers l'extrémité distale <sup>3</sup> (environ 20 mm). Pendant sa traversée de l'abdomen, l'aorte

<sup>1</sup> colonne vertébrale

<sup>2</sup> proche du cœur

<sup>3</sup> loin du cœur



- |   |                  |   |                 |
|---|------------------|---|-----------------|
| ① | Aorte abdominale | ④ | Veine cave      |
| ② | Artères rénales  | ⑤ | Uretères        |
| ③ | Artères iliaques | ⑥ | Veines iliaques |

FIG. 17: Anatomie du système sanguin de la cavité abdominale : l'aorte abdominale ① alimente en sang depuis le coeur toute la partie basse de l'anatomie. La veine cave ④ ramène le sang vers le coeur.

vascularise plusieurs organes internes ;

- Le tronc coeliaque tout d'abord, naît du bord antérieur de l'aorte, au-dessous du diaphragme. Il se subdivise en artère hépatique, artère gastrique gauche et artère splénique, irriguant respectivement le foie, l'estomac et la rate.
- L'artère mésentérique supérieure naît un ou deux centimètres plus bas pour irriguer l'intestin grêle et l'hémocolon droit.
- Les artères rénales, situées deux centimètres en aval, suivent un trajet oblique vers le bas pour pénétrer dans les reins.
- L'artère mésentérique inférieure, située quelques centimètres plus bas, vascularise l'hémocolon gauche.

### 3.3.2 L'anévrisme aortique

La pathologie principale de l'aorte abdominale est l'anévrisme au niveau de la cavité abdominale. Cette pathologie est responsable aux États-Unis de la mort d'environ 16000 personnes chaque année (Gillum 1995) et occupe le treizième rang des causes de mortalité, en étant la cause de 0,8 % de tous les décès (Wilmink & Quick 1998). Selon ces derniers, les ruptures d'anévrismes de l'aorte abdominale sont responsables de 1,36 % chez les hommes et 0,45 % chez les femmes des décès chez les personnes de plus de 65 ans en Angleterre, au Pays de Galles et aux Pays Bas. D'après Sanfelippo (2003) et toujours aux États-Unis, un diagnostic d'anévrisme aortique

est établi 150000 fois par an, conduisant au traitement chirurgical de la pathologie pour 30000 cas.

### 3.3.2.1 Caractéristiques anatomiques

L'anévrisme se caractérise par une dilatation pathologique avec perte de parallélisme des bords de l'artère, et augmentation du diamètre d'au moins 1.5 fois le diamètre du vaisseau en amont (cf. figure 18 et § 1.3.1 de la partie III). L'anévrisme communique avec la lumière artérielle par ses deux extrémités ou « collets ».

### 3.3.2.2 Conséquences pathologiques

La pathologie anévrismale abdominale, de par sa gravité, présente plusieurs risques quant à la santé du malade.

- Tout d'abord, autour de l'anévrisme, se développe constamment, mais à des degrés divers, une véritable gangue inflammatoire, qui constitue une menace pour les éléments anatomiques voisins.
- Ensuite, la dilatation anévrismale de l'aorte est responsable de recirculations qui vont entraîner la formation progressive de thrombus sur la paroi interne du sac anévrisimal. Cette thrombose va peu à peu s'organiser en deux couches :
  - l'une périphérique, organisée, blanchâtre, souvent épaisse
  - l'autre interne, faite de thrombus frais, rougeâtre, friable.Le chenal ménagé au sein de cette gangue, est souvent irrégulier, plus ou moins excentré. La présence d'une telle thrombose menace d'accidents emboliques périphériques, notamment dans les membres inférieurs, voire à l'extrême, de la thrombose de l'aorte elle-même, responsable d'une ischémie <sup>4</sup> gravissime.
- Enfin, et encore plus grave, l'évolution naturelle de l'anévrisme se fait vers l'augmentation inéluctable de son calibre, c'est dire qu'à terme, tout anévrisme est menacé de rupture, synonyme de mort quasi-instantanée.

### 3.3.2.3 Etiologie

Les causes de ce dysfonctionnement sont liées aux pathologies artérielles. La principale est l'athérosclérose, responsable de 95 % des anévrismes (Sanfelippo 2003). Le vieillissement des tissus qui constituent les artères, qui perdent leur élasticité et deviennent plus rigides, est appelé artériosclérose. Lorsque ce phénomène s'accompagne de dépôts lipidiques sur la paroi interne des artères (athérome), on parle alors d'athérosclérose. Cette pathologie modifie la résistance de la paroi aortique par infiltration de la média<sup>5</sup> par des dépôts lipidiques, aux dépens des fibres musculaires et élastiques avec des plages de nécrose<sup>6</sup>. Ce processus aboutit à une destruction lente des structures de la paroi aortique. Cet affaiblissement de la paroi permet une distension progressive de l'aorte, favorisée par les turbulences physiologiques propres à certains sites. C'est le cas notamment de la bifurcation aorto-iliaque.

Ce phénomène d'athérosclérose est, dans la majorité des cas, lié à l'hypertension artérielle et au tabagisme. D'autres facteurs comme l'âge et le taux de cholestérol interviennent également.

---

<sup>4</sup>arrêt de l'apport sanguin artériel dans un territoire donné de l'organisme

<sup>5</sup>couche principale de la paroi artérielle, autant en terme d'épaisseur que de résistance mécanique (cf. partie 3)

<sup>6</sup>La nécrose est la forme principale de mort cellulaire lors d'accidents traumatiques, suite à certaines pathologies ou lors de déficits métaboliques

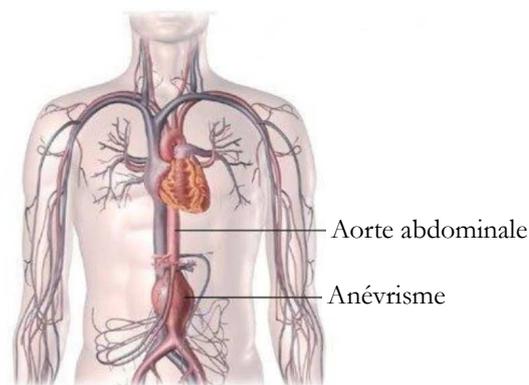


FIG. 18: Aorte abdominale atteinte d'anévrisme

#### 3.3.2.4 Évolution de la maladie

L'évolution naturelle de l'anévrisme se fait vers la rupture souvent létale. Sa croissance peut suivre une loi exponentielle ou évoluer par paliers. La rupture est généralement précédée par un syndrome fissuraire. La fissuration s'explique par une déchirure de la paroi dont la résistance est amoindrie, ou par une perte de substance résultant d'une nécrose liée. D'après [Hallin et al. \(2001\)](#), le plus grand diamètre de l'anévrisme grossit en moyenne de 2 à 4 millimètres par an pour des diamètres inférieurs à 40 millimètres. Entre 40 et 50 millimètres, le diamètre augmente en moyenne entre 2 et 5 millimètres, alors qu'au delà de 50 millimètres, cette augmentation moyenne atteint 3 à 7 millimètres.

#### 3.3.2.5 Dépistage

Malgré le risque encouru, l'anévrisme de l'aorte abdominal est la plupart du temps asymptomatique, sauf en phase de pré-rupture ou de rupture. C'est la multiplication ces dernières années d'examen non invasifs réalisés pour une autre raison comme l'échographie abdominale qui permet bien souvent le diagnostic initial de ces lésions, en dehors du cadre de l'urgence ([Thaveau 2003](#)). Les examens permettant le diagnostic de certitude et apportant les informations nécessaires pour une prise en charge thérapeutique adaptée sont l'aortographie <sup>7</sup> et le scanner avec injection de produit de contraste.

#### 3.3.2.6 Indications opératoires

Évaluer le risque de rupture d'un anévrisme est une tâche difficile mais essentielle. En effet, toute proposition d'un traitement chirurgical n'est justifiée que si les risques inhérents à l'intervention sont inférieurs à ceux résultant de l'affection. Les anévrismes aortiques rompus gardent une mortalité globale comprise entre 74 et 94 % ([Wilmink & Quick 1998](#)), ce qui confirme un recours à la chirurgie indispensable avant la rupture. Le pourcentage de rupture par an dépend de la taille de l'anévrisme ([Sanfelippo 2003](#)). Il est de 2% pour les anévrismes inférieurs à 40 millimètres de diamètre mais atteint 5 à 8 % pour un diamètre supérieur à 50 millimètres.

Les risques de rupture dépendent de plusieurs éléments ; de la forme de l'anévrisme, du sexe (le risque de rupture est supérieur chez la femme), de la présence d'une hypertension artérielle ou d'une bronchopneumopathie chronique obstructive. L'intervention chirurgicale sur un anévrisme

---

<sup>7</sup>visualisation radiographique de l'aorte et de ses branches par l'injection de produit de contraste

a pour but d'éviter la mort par rupture. Selon [Greenhalgh et al. \(2004\)](#) le risque de mortalité périopératoire<sup>8</sup> à 30 jours est compris entre 3 et 12 %, selon la méthode chirurgicale employée. Ce risque est donc non négligeable car proche de celui de la rupture naturelle annuelle. En revanche, les implants chirurgicaux permettent un fonctionnement normal de l'aorte pendant 20 à 30 ans, donc bien souvent jusqu'à la mort naturelle du patient.

### 3.3.3 Le traitement chirurgical des anévrismes

Le but de ce paragraphe est de présenter les deux modes opératoires en vigueur quant au traitement de l'anévrisme, leur forces, leur faiblesses et les idées envisagées pour les pallier, idées qui seront étudiées sur le plan mécanique dans le reste de ce travail. L'anévrisme de l'aorte abdominale peut être traité en chirurgie ouverte (cf. § 3.3.3.1) ou en chirurgie endovasculaire (cf. § 3.3.3.2). Le choix d'une stratégie repose sur des critères anatomiques précis et sur l'évaluation du risque opératoire.

#### 3.3.3.1 La chirurgie ouverte

La première intervention chirurgicale de l'anévrisme de l'aorte abdominale a été réalisée par Charles Dubost en 1952. L'opération consiste à implanter une prothèse tubulaire synthétique pour remplacer la section de l'aorte présentant un anévrisme. La voie d'abord principale est la laparotomie<sup>9</sup> par incision médiane. Après une exploration systématique de la cavité péritonéale, le chirurgien effectue un contrôle des collets proximal et distal de l'anévrisme ainsi que des artères rénales, de l'artère mésentérique supérieure et des artères iliaques. Les artères iliaques puis l'aorte sont ensuite « clampées » (cf. figure 19 (a)). Une partie de la paroi anévrismale est conservée pour servir de couverture à la prothèse. Le reste est prélevé. Le chirurgien retire ensuite le thrombus intramural et suture la prothèse tubulaire dans l'aorte (cf. figure 19 (b)).

Dans le cas d'un anévrisme couvrant les artères iliaques, le chirurgien met en place une prothèse bifurquée (cf. figure 20).

#### Complications

La mortalité péri-opératoire est principalement due à l'infarctus du myocarde résultant directement du « clampage » aortique. En effet, le « clampage » provoque une augmentation importante de la post-charge aortique, tandis que le « déclampage » provoque sa chute brutale. Le travail du myocarde augmente donc considérablement, et la fragilité du patient peut conduire à l'infarctus.

Au-delà des risques péri-opératoires, la chirurgie ouverte de l'anévrisme aortique est une opération lourde, qui peut entraîner des complications mortelles. La plupart des complications sont d'origine systémiques (cardiaques, cérébrales, pulmonaires, rénales ou relatives à la coagulation) ([May et al. 2001](#), [McAuley et al. 2002](#)). Les problèmes cardiaques et pulmonaires, les plus fréquents, représentent 20 % des complications. Les complications tardives concernent plutôt l'infection au site de l'implant et la récurrence de l'anévrisme au-dessus ou en-dessous du site de réparation. Par ailleurs, les taux de survie consécutifs à une chirurgie sanglante sont semblables à ceux des personnes du même âge dans la population générale ([McAuley et al. 2002](#)).

<sup>8</sup>La période périopératoire désigne la période suivant l'opération

<sup>9</sup>acte chirurgical consistant en l'ouverture de l'abdomen par une incision large, laissant le passage direct à d'autres actes chirurgicaux sur les organes abdominaux et pelviens

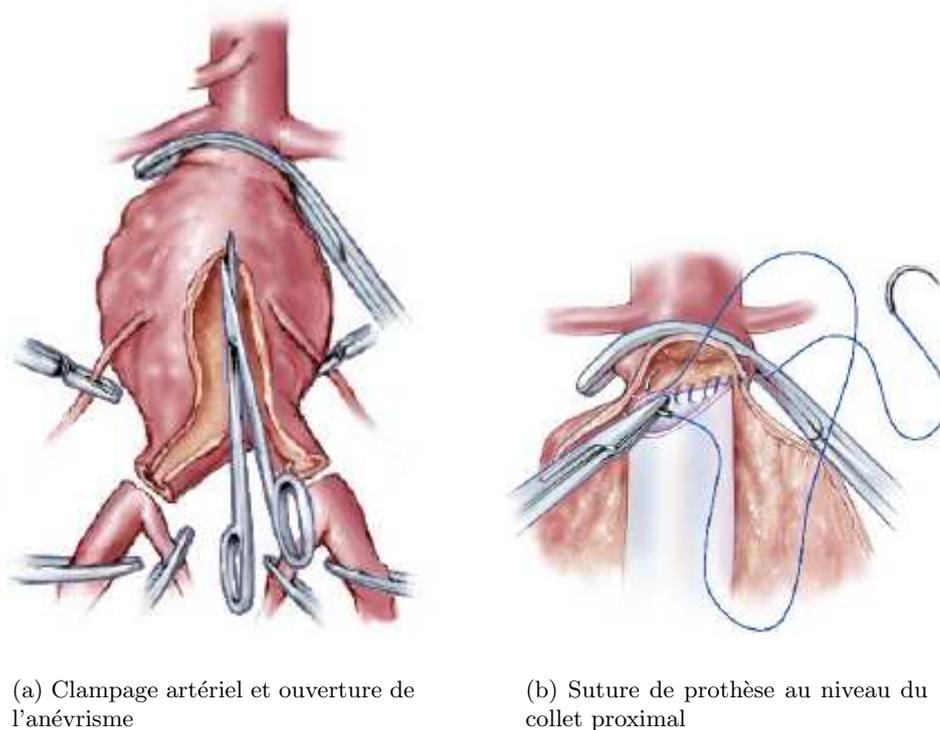


FIG. 19: Chirurgie ouverte de l'anévrisme abdominal

### 3.3.3.2 La chirurgie endovasculaire

La chirurgie ouverte ou sanglante de l'anévrisme de l'aorte abdominale, détaillée au § 3.3.3.1, présente un caractère trop invasif pour les patients faibles. Partant de ce constat d'échec, une procédure par abord endovasculaire a été développée depuis une quinzaine d'années. Le principe du traitement endovasculaire repose sur l'exclusion de l'anévrisme à l'aide d'une prothèse introduite par cathétérisme aortique à partir d'une artère fémorale (cf. figure 21).

La première intervention d'exclusion d'anévrisme de l'aorte abdominale grâce à un implant endoluminal<sup>10</sup> eu lieu en Argentine, par le docteur Juan Parodi, en 1990, en utilisant un prototype prothétique composé d'un tube en Dacron et d'un stent<sup>11</sup> de type Palmaz, en acier inoxydable (Parodi et al. 1991). Les premiers développements concernèrent des implants droits, mais on s'aperçut rapidement qu'ils ne permettaient de traiter efficacement qu'un pourcentage limité de cas. La majorité des anévrismes requièrent un traitement prenant en compte la bifurcation aortique. Aussi, même si des implants droits sont toujours disponibles, les efforts des chercheurs et des industriels du secteur se concentrent sur les endoprothèses bifurquées. La mise au point de ces implants est relativement récente, puisque les deux premières approbations de la Food and Drug Administration (FDA), organisme de contrôle américain, datent de 1999. A l'heure actuelle, un certain nombre de modèles sont même toujours en essais cliniques.

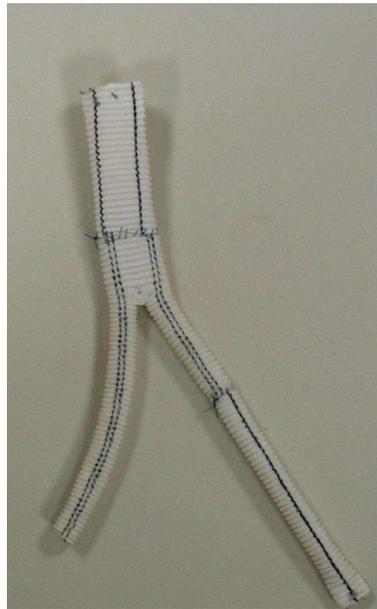
#### Description de l'endoprothèse

Les endoprothèses aortiques sont composées de deux éléments : un stent et un manchon textile.

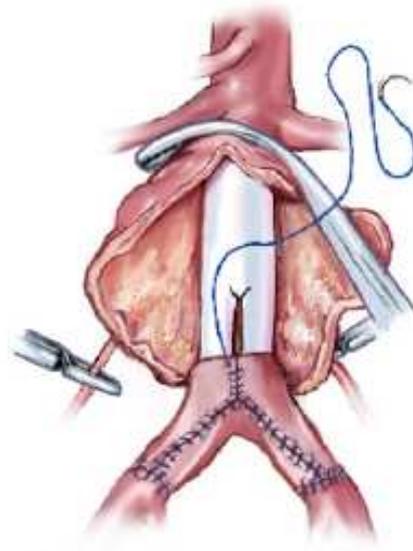
---

<sup>10</sup>à l'intérieur de la section de passage de l'artère

<sup>11</sup>fin treillis métallique cylindrique que l'on place à l'intérieur des artères



(a) Cliché d'une prothèse bifurquée en Dacron



(b) Suture de la prothèse bifurquée

FIG. 20: Prothèse d'aorte abdominale en dacron bifurquée, utilisée en chirurgie ouverte lorsque l'anévrisme atteint la bifurcation aorto-iliaque.

Les stents sont des tubes métalliques dont l'expansion radiale permet de maintenir ouverte la lumière interne des artères sténosées<sup>12</sup>. Ils sont utilisés de longue date dans le traitement de la sténose de l'artère coronaire. Pour la chirurgie endovasculaire de l'anévrisme aortique, des stents plus gros ont été développés ; ils mesurent 8 cm à 14 cm de long, et 18 mm à 25 mm de diamètre. Ces stents sont recouverts par des manchons synthétiques destinés à court-circuiter le flux sanguin. Dans le traitement des anévrismes de l'aorte abdominale, la force d'expansion radiale est utilisée pour positionner et maintenir la prothèse sur le lieu de la lésion.

Il existe deux catégories d'implants endovasculaires. Les implants droits et les implants bifurqués, en forme de Y inversé. Les premiers sont destinés au traitement des anévrismes se développant uniquement entre les bifurcations aorto-rénales et aorto-iliaques. Les seconds, majoritairement utilisés, permettent d'exclure des anévrismes sous-rénaux étendus au-delà de la bifurcation aorto-iliaque. Les implants endovasculaires droits sont composés d'un unique tronc prothétique. Les dispositifs endovasculaires bifurqués sont composés de deux éléments assemblables : l'ensemble tronc-branche prothétique homolatérale (également appelé tronc) et la branche prothétique controlatérale<sup>13</sup>.

Des prothèses d'extension aortique et iliaque, de diamètres et longueurs variables, sont généralement disponibles pour permettre un allongement de la branche homolatérale ou controlatérale. Certains implants disposent en outre d'agrafes ou d'hameçons métalliques, notamment du côté proximal, qui améliorent la tenue de la prothèse, évitant ainsi sa migration dans le système

<sup>12</sup>la sténose est un rétrécissement de la lumière artérielle

<sup>13</sup>La branche homolatérale est celle par laquelle est introduite le tronc prothétique. La branche controlatérale reçoit quant à elle la partie bifurquée de l'implant, qui est introduite en dernier



FIG. 21: Mise en place d'une endoprothèse pour anévrisme aortique par voie fémorale via un cathéter.

sanguin.

Avant sa mise en place, l'endoprothèse est maintenue à l'intérieur d'un système de largage comprenant une gaine, un cathéter actionneur et une sonde à ballonnet (cf. figure 22). Le déploiement des endoprothèses est obtenu par gonflement d'un ballonnet d'angioplastie pour les implants utilisant des métaux traditionnels. Lorsque le stent est réalisé en alliage à mémoire de forme (Nickel-Titane), les propriétés superélastiques de ces matériaux permettent leur déploiement automatique dès le largage. Néanmoins, pour assurer la mise en position, le gonflement d'un ballonnet est en général requis.

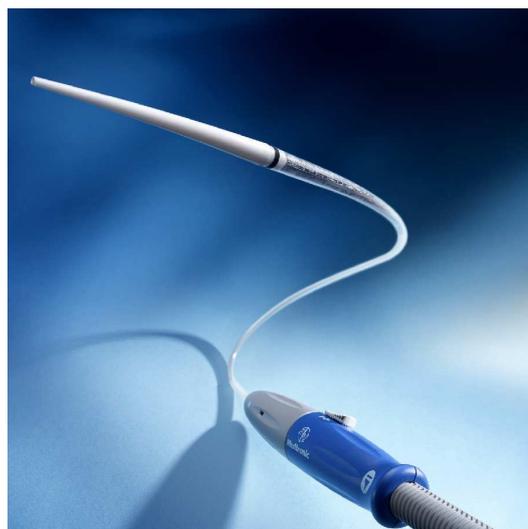


FIG. 22: Cathéter d'introduction d'endoprothèse de l'aorte abdominale. Le diamètre maximum du dispositif est de 7 mm environ.

### Caractéristiques techniques des endoprothèses

La figure 23 présente les principaux modèles d'endoprothèses aortiques utilisés à ce jour (Diehrich 2001). Toutes les illustrations présentent des endoprothèses bifurquées dites aorto-bi-iliaques. Néanmoins, la plupart des industriels proposent également des modèles droits dits aorto-aortiques.

Les matériaux utilisés pour le tube d'étanchéité sont textiles. Le polyéthylène terephthalate (PET), résine thermoplastique de la famille des polyesters, est le matériau le plus utilisé, généralement sous le nom commercial de Dacron<sup>®</sup>. Certains implants utilisent le polytétrafluoroéthylène (PTFE, nom commercial : Teflon<sup>®</sup>), un fluoropolymère thermoplastique. D'autres utilisent ce matériau sous une forme expansée : Il est alors obtenu par frittage du PTFE suivi d'une extrusion et d'un étirage (à titre indicatif, le Gore tex<sup>®</sup>, produit par la société Gore, tout comme la prothèse Excluder<sup>®</sup>, est une forme de polytétrafluoroéthylène expansé). Pour solidariser la prothèse sur la paroi de la lumière artérielle, un stent métallique est utilisé. Le matériau constitutif diffère selon les modèles. Certains utilisent un alliage à base de cobalt et de chrome. D'autres un alliage superélastique à base de nickel et de titane, répandu dans de nombreuses applications biomédicales. D'autres implants disposent plus simplement de stents en acier inoxydable. Des marqueurs radio-opaques, notamment en or, sont disposés sur l'implant pour faciliter sa localisation péri et post opératoire.

### Sélection des patients et imagerie pré-opératoire

Si la procédure endovasculaire permet à certains patients le traitement de l'anévrisme de l'aorte abdominale qui leur était proscrit par chirurgie sanglante, une sélection des candidats est néanmoins nécessaire. Le choix de la solution endovasculaire est notamment dépendant de critères anatomiques précis. A titre d'exemple, un fabriquant (Gore n.d.), donne les indications d'usage suivantes :

- la longueur saine du col aortique doit être au moins égale à 15 mm.
- la plage du diamètre de traitement du col aortique infrarénal doit être comprise entre 19 et 28 mm.
- l'angulation du col aortique proximal doit être inférieure à 60°.
- la plage du diamètre de traitement de l'artère iliaque doit être comprise entre 8 et 18,5 mm.
- la longueur de la zone de scellement du vaisseau distal iliaque doit être d'au moins 10 mm.
- la taille et la morphologie du vaisseau d'accès ilio-fémoral doivent être compatibles avec les techniques et accessoires d'accès vasculaire de mise en place d'une gaine d'introduction vasculaire de 20 French<sup>14</sup>(7,6 mm) (cela concerne le diamètre minimal de l'artère d'accès ainsi que sa tortuosité).

Un examen poussé à base d'imagerie médicale est donc requis après le dépistage de l'anévrisme et avant la sélection du patient pour l'une ou l'autre des solutions chirurgicales.

La tomодensitométrie (ou scanner) est utilisée dans la majorité des cas pour construire l'image volumique de l'anévrisme. Une sonde radiographique effectue des acquisitions radiographiques en projection de la cavité abdominale sous différents angles. Un modèle informatique tridimensionnel est ensuite construit à partir de ces clichés. L'introduction d'un cathéter à marqueurs radio-opaques permet de réaliser un premier dimensionnement à partir d'images radiographiques simples. C'est l'angiographie par scopie. Un produit de contraste iodé permet ensuite de réaliser des clichés mettant en évidence la lumière artérielle. On appelle cet examen l'angiographie

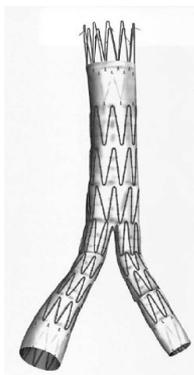
<sup>14</sup>Le French est une unité spécifique au domaine médical et qui indique le diamètre de l'orifice dans lequel peut passer une sonde, un drain ou un cathéter. 1 French =  $\frac{1}{3}$  mm



(a) Excluder<sup>®</sup> fabriquée par WL Gore & Associates, Inc



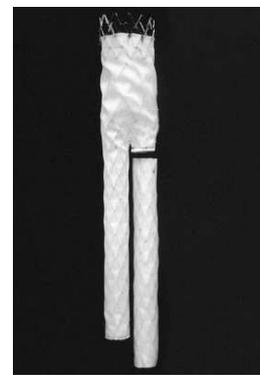
(b) AneuRx<sup>®</sup> fabriquée par Medtronic, Inc



(c) Zenith<sup>®</sup> fabriquée par Cook



(d) Talent<sup>®</sup> fabriquée par World Medical/Medtronic



(e) Vanguard<sup>®</sup> fabriquée par Boston Scientific<sup>™</sup>



(f) Powerlink<sup>®</sup> fabriquée par Endologix



(g) Ancure<sup>®</sup> fabriquée par Guidant

FIG. 23: Principaux modèles d'endoprothèse

injectée. Lorsqu'on soustrait un cliché de scopie à un cliché d'angiographie injectée, on met en évidence les structures artérielles. C'est le mode d'angiographie soustraite. Ces différents modes

d'imagerie par radiographie permettent d'obtenir les caractéristiques géométriques précises de l'anévrisme. Le chirurgien peut alors choisir des éléments d'endoprothèse adaptés.

#### **Procédure chirurgicale par voie endovasculaire**

La pose par voie endovasculaire d'une prothèse anévrismale s'effectue selon les opérations suivantes :

1. Dans un premier temps, l'ensemble tronc-branche endoprothétique homolatérale est mis en place par une des deux artères fémorales. Pour ce faire, le chirurgien effectue une incision de 5 à 7 cm de longueur à travers les tissus afin d'effectuer la mise à nu puis la ponction de l'artère fémorale.
2. Il positionne un petit guide à travers l'aiguille de ponction de manière à permettre la mise en place de l'introducteur de diamètre 20 French environ.
3. Un guide hydrophile souple est ensuite monté dans l'introducteur. Ce guide souple permet de naviguer dans les artères iliaques qui sont parfois tortueuses. Il permet au praticien d'effectuer un contrôle dimensionnel de la pathologie et d'introduire différents cathéters plus rigides et donc moins dirigeables sur ce guide.
4. Sur ce guide souple est donc introduit un guide creux plus rigide sur lequel viendra glisser le système de largage contenant l'endoprothèse.
5. Une gaine d'introduction, de diamètre supérieur à celui du dispositif de largage, est ensuite glissée le long du guide, au travers de l'anatomie ilio-fémorale, de l'anévrisme aortique et jusqu'au niveau du col aortique proximal.
6. Le cathéter de mise en place du tronc prothétique ou système de largage, est avancé le long du guide rigide et au travers de la gaine d'introduction dans l'aorte jusqu'au niveau approximatif prévu pour la mise en place.
7. La gaine d'introduction est ensuite retirée sur la longueur de l'endoprothèse en préparation de son déploiement.
8. Le chirurgien oriente ensuite l'endoprothèse grâce aux marqueurs radio-opaques pour positionner la branche endoprothétique controlatérale en vis à vis de la bifurcation aortique.
9. L'endoprothèse est ensuite déployée à l'aide du dispositif de largage commandé à l'extrémité du cathéter.
10. Une fois le cathéter de largage retiré, un ballonnet est gonflé puis dégonflé rapidement au niveau des collets proximaux et distaux de l'anévrisme, afin de parfaire la mise en position de l'implant.
11. Les différentes étapes sont ensuite répétées pour la branche prothétique controlatérale, en réalisant l'exposition chirurgicale de la seconde artère fémorale. La branche controlatérale est positionnée de façon à chevaucher de quelques centimètres de hauteur la partie bifurquée correspondante de l'ensemble tronc-branche homolatérale prothétique.

#### **Remarques**

- L'intégralité de l'intervention est effectuée sous contrôle radiologique, notamment pour la visualisation des différents marqueurs radio-opaques. Cela présente des risques liés aux irradiations beaucoup plus importantes que pour un simple cliché radiographique, à la fois pour le patient et l'équipe chirurgicale. Lors d'une intervention endovasculaire, tous les opérateurs présents doivent donc revêtir un tablier de plomb, qui limite l'exposition en diminuant l'intensité du rayonnement. Des recherches sont actuellement menées sur

des systèmes informatisés de guidage du geste chirurgical par positionnement optiquement inoffensif, véritables alternatives à l'emploi systématique des rayons X (Pujol 2003).

- L'injection d'un produit d'anticoagulation (par exemple une solution saline héparinée) est nécessaire pendant l'intervention pour éviter le thrombus, notamment dans les gaines d'introduction.

### Contrôle angiographique post-opératoire

La position de l'endoprothèse et la présence de fuites latérales au niveau des collets distal et proximal sont contrôlées par un angiogramme complet. L'artériotomie fémorale est fermée chirurgicalement. Le patient est hospitalisé moins de 8 jours et il ne reste qu'une journée en soins intensifs. La convalescence est inférieure à deux semaines.

### Complications

Malgré son caractère faiblement invasif, l'opération endovasculaire de l'anévrisme aortique reste une intervention sérieuse. Lorsque l'intervention de réparation par prothèse endovasculaire est pratiquée sous anesthésie générale, elle s'accompagne des mêmes risques de complications liées à l'anesthésie que toute autre intervention chirurgicale qui fait appel à ce type d'anesthésie (il est aussi possible de pratiquer l'intervention sous anesthésie locale). En revanche, il y a aussi des risques de complications particulières à l'intervention endovasculaire, dont la rupture de l'anévrisme, le déplacement du dispositif, des lésions du vaisseau emprunté pour introduire le dispositif, l'embolisation des thrombus et l'endofuite (Buth & Laheij 2000).

### Endofuites

L'endofuite se dit de tout écoulement sanguin persistant à l'extérieur de l'implant mais à l'intérieur de l'anévrisme initial. On distingue deux niveaux d'endofuite. Elles peuvent être primaires ou secondaires et correspondre à quatre types (White et al. 1998a,b). Les endofuites qui se produisent dans les 30 premiers jours suivant l'introduction d'un implant sont considérées comme primaires et celles qui se produisent après la première démonstration d'une exclusion complète de l'anévrisme sont secondaires. La figure 24 illustre le classement des différents types d'endofuites.

On entend par endofuite de type I l'écoulement de sang dans le sac à partir de l'extrémité proximale ou distale de l'implant. Les sièges des endofuites de type II comprennent les artères lombaires, mésentérique inférieure et intercostales. L'endofuite de type III est consécutive aux déchirures de l'implant ou à la fixation imparfaite de la branche controlatérale d'un implant en bifurcation. Les endofuites de type IV correspondent à l'écoulement de sang dû à la porosité des parois du dispositif.

Une méta-analyse portant sur les endofuites après implantation d'une endoprothèse (Schurink et al. 1999) fait état d'un taux d'endofuites s'établissant à 24 % dans un échantillon de 1 118 patients. Il s'agissait dans la plupart des cas de fuites de type I, qui concernent les sites de fixation.

Comme le souligne McAuley et al. (2002), la réparation d'anévrisme aortique par chirurgie endovasculaire demeure une technologie nouvelle. Les nombreuses études cliniques relatives à cette technique révèlent un léger avantage au chapitre de la mortalité périopératoire par rapport à la chirurgie sanglante. Tout le monde s'accorde également à admettre le caractère beaucoup moins invasif et le rétablissement plus rapide de ce type de chirurgie par rapport à la chirurgie classique. Néanmoins, le peu d'années d'expérience nous contraint à la réserve quant à la fiabilité à long terme de cette technique. En particulier, les prothèses endovasculaires d'anévrisme

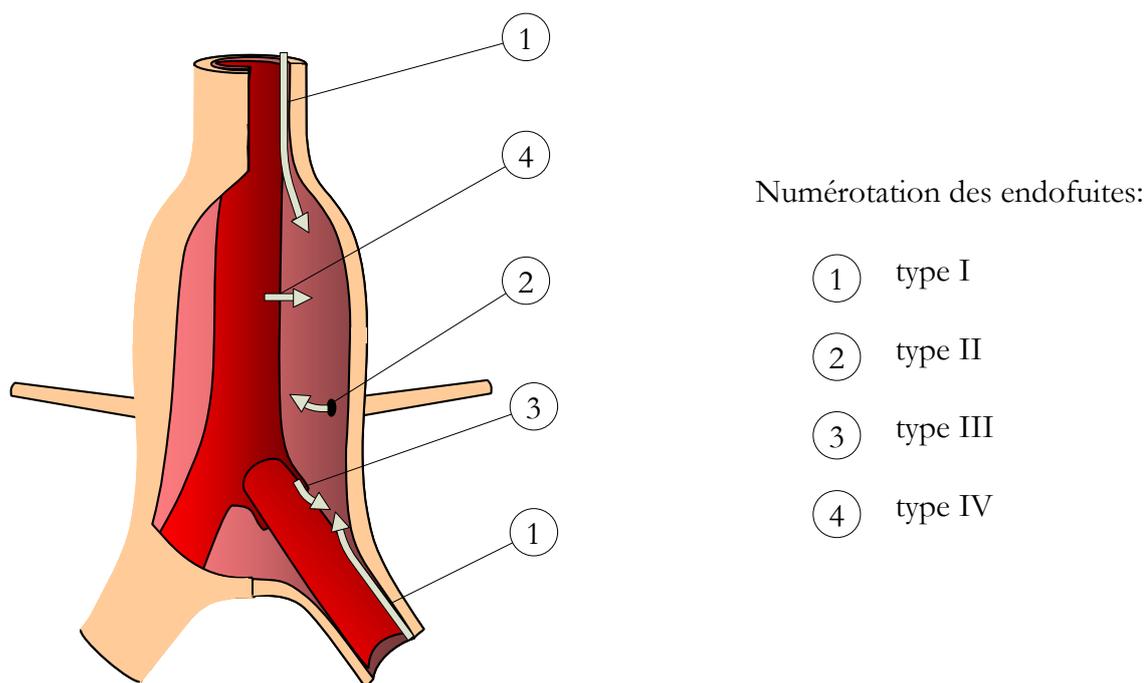


FIG. 24: Schéma d'un anévrisme aortique équipé d'une endoprothèse. Le classement des quatre types d'endofuites y est indiqué : le type I correspond à des fuites au niveau des sites d'attachement de la prothèse, le type II à des fuites depuis les branches artérielles latérales de l'aorte, le type III à un défaut structural de l'endoprothèse et le type IV à la porosité de la paroi de l'implant.

aortique sont vraisemblablement sources de dysfonctionnements fréquents, notamment à cause des endofuites.

*Nous venons de voir les bénéfices d'une intervention endovasculaire par rapport à la chirurgie ouverte pour les patients atteints d'anévrisme de l'aorte. Nous avons vu également les points faibles de ces dispositifs. Il apparaît que les endofuites au niveau des fixations proximales ou distales de ces implant endovasculaires sont des complications très fréquentes. Ce type de fuite semble résorbable en agissant mécaniquement sur ces lieux de fixations. L'étude qui suit propose donc d'utiliser le phénomène d'osmose pour actionner une structure gonflable agissant sur la zone incriminée afin de résorber d'éventuelles endofuites.*

### 3.4 Proposition d'amélioration des endoprothèses pour anévrismes de l'aorte

Bien que le phénomène osmotique soit connu depuis longtemps (cf. 1), rares sont les applications médicales existantes, malgré le réel potentiel de l'osmose dans ce domaine. Le système envisagé ici utilise l'osmose pour gonfler une structure positionnée entre le stent de l'endoprothèse et l'artère pour tenter de remédier à une éventuelle endofuite post-opératoire.

### 3.4.1 Utilisation de l'énergie osmotique : principe architectural

Deux architectures ont été envisagées pour générer l'action mécanique souhaitée de renforcement de l'étanchéité. Elles sont illustrées sur la figure 25.

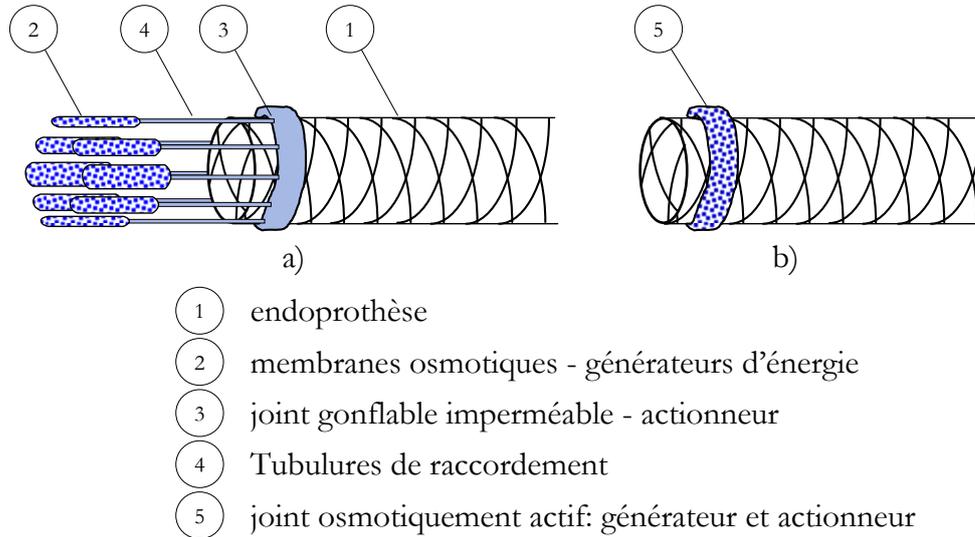


FIG. 25: Schémas de principe des deux architectures de dispositif d'étanchéité endoprothétique osmotiquement actif. (a) dispositif comportant une partie génératrice d'énergie mécanique via l'osmose dissociée de la partie actionneur mécanique. (b) dispositif à action mécanique dont la surface sert à la fois d'actionneur et de membrane osmotique pour la génération d'énergie mécanique.

- la première est un dispositif en deux éléments, illustré sur la figure 25 (a), dont une possède la membrane osmotiquement active (partie génératrice d'énergie), et l'autre ayant la capacité de se déformer lorsqu'elle est pressurisée (partie actionneur). Le schéma présenté sur cette figure est un exemple d'organisation de ces deux éléments, la partie génératrice d'énergie étant ici décomposée en plusieurs éléments osmotiquement actifs, tous reliés à un même élément actionneur de forme torique.
- la seconde est un dispositif en une seule partie (cf. figure 25 (b)) dont la paroi est multifonctionnelle : elle possède des propriétés structurales qui lui permettent, lorsqu'elle se gonfle, de se déformer selon l'action recherchée, mais elle est également osmotiquement active. C'est donc par son franchissement sur toute sa surface que le flux de solvant gonfle la structure.

La décomposition en une partie génératrice d'énergie et une partie actionneur, étudiée pour l'application du detrusor artificiel (cf. § 3.2), pose de nombreux problèmes d'adaptation sur un implant endovasculaire, notamment à cause de l'exiguïté de l'emplacement et de raccordement de deux matériaux aux propriétés mécaniques différentes. Pour des raisons de simplicité, et pour tester la pertinence d'une telle architecture, c'est donc un système où la membrane osmotique possède un double rôle, chimique et structurel, qui fait l'objet de cette étude.

### 3.4.2 Géométrie et principe choisi

L'architecture semblant la plus sobre et efficace consiste à équiper une endoprothèse classique (cf. figure 24) d'une membrane osmotique torique au niveau du contact endoprothèse / collet de l'anévrisme (cf. figure 26).

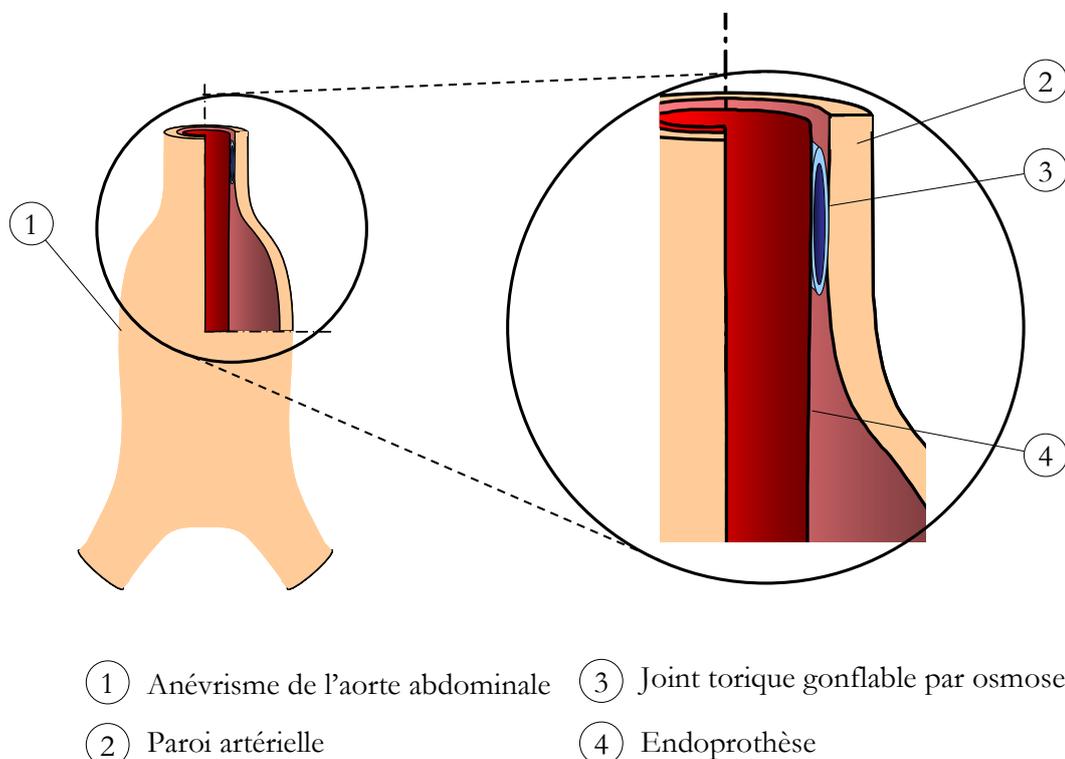


FIG. 26: Schéma de principe de l'endoprothèse envisagée.

Sur une endoprothèse d'anévrisme aortique, composée d'un stent métallique et d'un manchon en matériau synthétique, sont positionnés des tores de membrane osmotique à chaque site de fixation. Si une fuite post-opératoire est détectée, la mise en action du processus osmotique gonfle une structure obstruant l'orifice incriminé jusqu'à tarissement de ce débit de fuite. Le déclenchement de l'osmose peut être effectué par la dissolution mécanique ou chimique d'un soluté en phase solide (cf. § 3.4.4), initialement positionné à l'intérieur de la membrane. Cette opération peut être mise en oeuvre de façon totalement non-invasive.

### 3.4.3 Éléments du choix de l'application

Cette application a été choisie pour ses caractéristiques séduisantes vis à vis de l'osmose.

- En premier lieu, contrairement au detrusor artificiel (cf. § 3.2), dont l'action est nécessairement cyclique, un gonflement unique est suffisant pour pallier un défaut d'étanchéité.
- En outre, la lenteur du phénomène osmotique ne paraît pas être un inconvénient pour ce type d'application. Elle offre même l'avantage de ne pas traumatiser les tissus constitutifs de la paroi artérielle à l'endroit de la fixation étanche.
- Enfin, le flux sanguin qui circule dans l'aorte constitue une réserve importante de fluide à osmolarité régulée par l'organisme. Il semble donc tout à fait envisageable de l'utiliser comme réserve de solvant nécessaire à l'osmose. Il suffira de positionner à l'intérieur de la

membrane osmotiquement active une solution à osmolarité plus élevée pour entraîner le gonflement de la structure active.

### 3.4.4 Génération d'énergie mécanique

La principale difficulté d'un tel système est de pouvoir commander « à distance » le déclenchement du gonflement, de façon à préserver l'aspect minimalement invasif de ce genre d'opération endovasculaire. On a vu que l'intensité de l'activité osmotique est fonction de la différence de concentration en « grosses » molécules (ou molécules osmotiquement actives) entre deux solutions séparées par une membrane semi-perméable. Pour démarrer le processus osmotique et ainsi gonfler la structure faisant office de joint, il faut donc provoquer une différence de concentration en soluté de part et d'autre de la membrane semi-perméable du système osmotique. Cela peut être réalisé soit en diminuant la concentration en soluté à l'extérieur du dispositif, soit en l'augmentant à l'intérieur, soit en combinant ces deux moyens.

La concentration sanguine est nécessairement constante et régulée par l'organisme. Il convient donc d'agir exclusivement sur la concentration à l'intérieur du dispositif. Si on exclut un remplissage in-vivo, trop invasif, la solution retenue, illustrée sur la figure 27, consiste à multiplier le nombre de molécules en solution à l'intérieur de la chambre semi-perméable ① en cassant de grosses molécules ② pour générer un plus grand nombre de petites molécules ③.

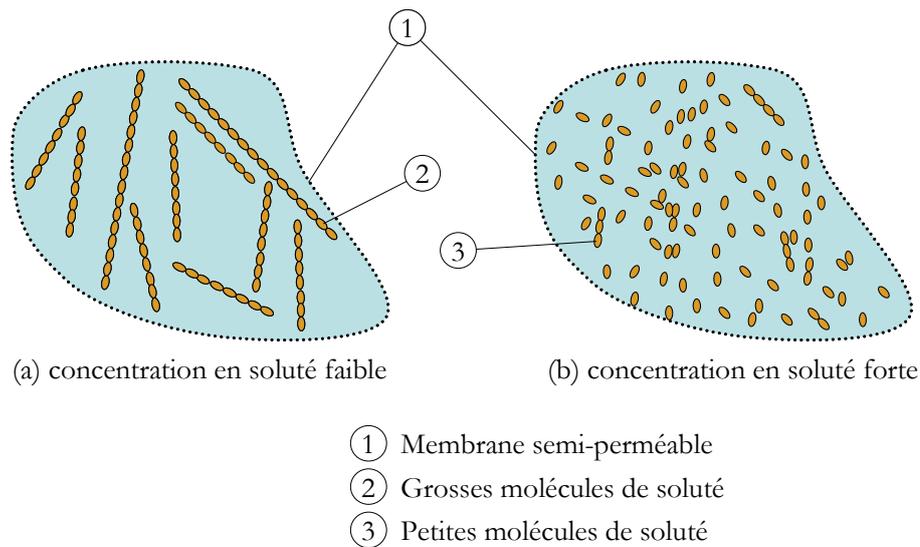


FIG. 27: Schémas de principe de l'action recherchée pour déclencher l'osmose : de grosses molécules sont cassées afin d'augmenter la concentration en soluté dans le dispositif.

Ces grosses molécules de soluté sont susceptibles d'être brisées par action physique ou chimique. Les différentes méthodes envisagées pour diviser les molécules sont détaillées dans le brevet de [Cinquin et al. \(2003\)](#) :

- Physiquement, il est possible de casser des molécules à distance grâce à un apport local d'énergie. C'est notamment réalisable grâce à la technique d'ultrasons focalisés, couramment utilisée pour résorber des tumeurs cancéreuses. Plus de détails sur cette technique sont exposés dans [Kennedy et al. \(2003\)](#). Pour résumer, il est possible de focaliser un signal ultrasonique sur une cible choisie, faisant augmenter localement la température sans léser

les tissus traversés pour atteindre la cible. Dans notre application, c'est cette augmentation de température qui permettrait de briser les liaisons intermoléculaires de complexes chimiques judicieusement choisis.

- Chimiquement, il est envisagé de rompre des liaisons moléculaires grâce à la notion de « compétition » entre corps chimiques. Le principe de cette technique est illustré sur la figure 28. On utilise des dérivés de protéines particulières, telles que l'avidine ④, liées

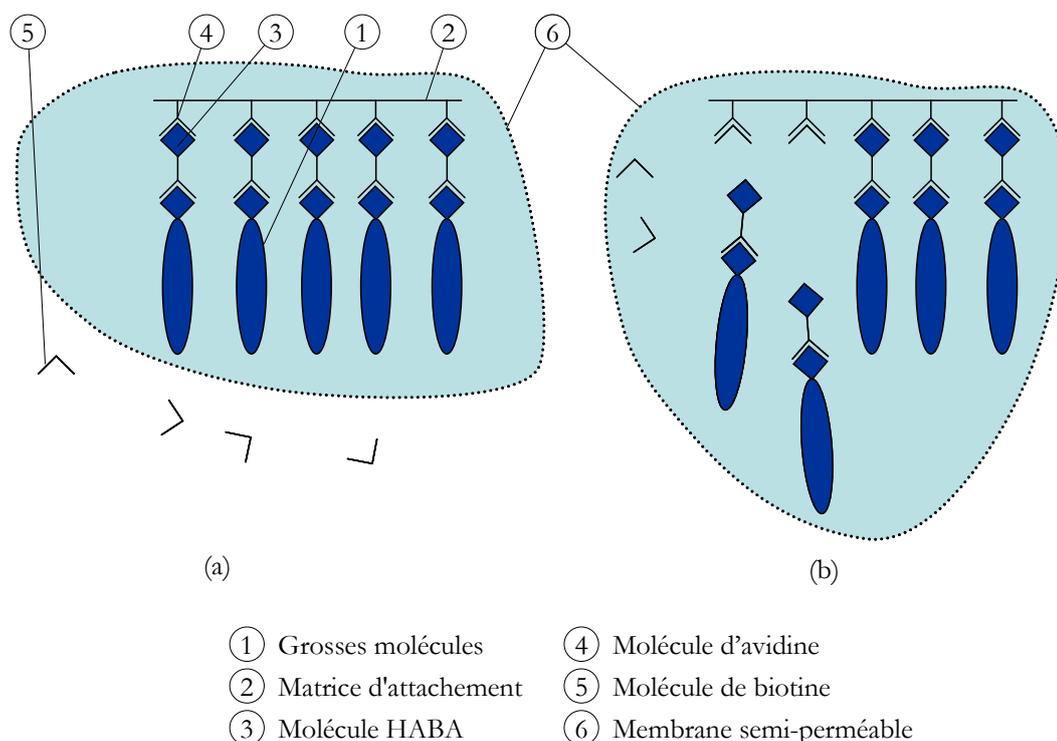


FIG. 28: Schéma de principe de la décomposition moléculaire par voie chimique, grâce aux différences d'affinités entre les molécules d'avidine, d'HABA et de biotine.

de manière covalente à des « matrices d'attachement » ② (corps solide quelconque servant de support). Ces protéines présentent la particularité de pouvoir se lier d'une manière non-covalente avec une molécule de faible poids moléculaire, le HABA (acide 4-hydroxyazobenzène-2-carboxylique) ③. Par ailleurs, le HABA est « greffé » sur une molécule ① d'un poids moléculaire suffisant pour ne pas traverser la membrane semi-perméable ⑥. Au moment de son introduction dans l'organisme (étape (a)), l'enceinte ⑥ contient donc une matrice d'attachement ②, à laquelle est lié d'une manière non covalente, par l'intermédiaire des protéines d'avidine ④, le corps composé d'une molécule de HABA ③ et d'une grosse molécule de soluté ①. Ce corps étant fixé à la matrice n'est donc pas en solution et n'a pas d'effet osmotique. Lors de l'étape (b), on fait alors pénétrer dans l'organisme (par exemple par voie orale) un dérivé de « biotine » ⑤, de poids moléculaire inférieur au seuil de coupure de la membrane (la biotine est une vitamine de faible poids moléculaire, naturellement présente dans l'organisme). La biotine présente la particularité d'avoir une affinité très forte pour l'avidine, beaucoup plus forte que l'affinité du HABA pour ces protéines. Ainsi, des molécules du corps se détachent de la matrice d'attachement et viennent augmenter la concentration en soluté, ce qui tend à générer un flux osmotique vers l'intérieur de l'enceinte semi-perméable.

## Conclusion et orientations

Cette partie introductive a permis, dans un premier temps, d'introduire le phénomène osmotique. Un second chapitre a présenté ses applications actuelles. Enfin, le troisième chapitre s'est quant à lui attaché à présenter deux applications envisagées utilisant le principe osmotique *in vivo* : un détrusor artificiel et une endoprothèse pour anévrisme aortique à l'étanchéité améliorée. C'est cette dernière application qui a été étudiée en détail au cours de ce travail. Aussi, une large part de ce chapitre a été consacrée à la présentation médicale des anévrismes de l'aorte abdominale, pour conclure sur la valeur ajoutée d'un dispositif osmotiquement actif adjoint au système endovasculaire existant.

Le travail développé dans ces pages ayant pour but d'évaluer la pertinence mécanique de ce nouveau dispositif de prothèse endovasculaire, la suite de ce manuscrit s'articule autour de sa modélisation mécanique. Pour cela, la partie II, consacrée notamment à la caractérisation expérimentale de la membrane osmotique, et les chapitres 1 et 2 de la partie III, détaillant, sur la base de la bibliographie existante, la modélisation mathématique du matériau artériel, fournissent les éléments nécessaires à la construction d'un modèle numérique par éléments finis, dont le détail et l'exploitation font l'objet des chapitres 3 et 4 de la partie III.

## Deuxième partie

# Étude expérimentale et modélisation du comportement d'un système Solvant / Soluté / Membrane semi-perméable



## Introduction

Dans le but de concevoir un dispositif implantable *in-vivo* capable de remplir une action mécanique par le biais du principe osmotique, il est primordial de connaître les performances des éventuels systèmes soluté / solvant / membrane candidats, vis-à-vis du processus osmotique, et en terme de comportement mécanique, dans les conditions de fonctionnement de l'application. L'osmose étant un procédé membranaire, la rapidité du phénomène dépend de la vitesse avec laquelle un certain volume de solvant parvient à franchir la membrane. Nous avons vu dans la partie I que cette vitesse est fonction de la différence de concentration en soluté, de la perméabilité de la membrane au solvant et au soluté et des pressions hydrostatiques régnant dans les deux compartiments. Comme nous allons le voir dans cette partie, cette vitesse peut être aussi fonction de la déformabilité de la structure membranaire, si cette dernière est importante (comme ce sera vraisemblablement le cas pour des dispositifs implantables de type joint gonflable).

Les paramètres sont donc multiples et il est indispensable d'essayer de dissocier leur influence respective afin de pouvoir estimer les performances osmotiques et mécaniques d'un dispositif implantable.

Se dégagent alors deux directions de recherche :

- la première porte sur la caractérisation de l'osmose pour le système fluide / membrane choisi, à déformation de membrane limitée,
- la seconde porte sur la caractérisation du comportement mécanique de la membrane et son impact sur l'osmose.

Ainsi, cette partie comporte trois chapitres s'articulant autour de ces deux aspects. Dans le chapitre 1, le choix d'un système fluide / membrane modèle est détaillé, puis les trois dispositifs expérimentaux utilisés sont présentés. Le deuxième chapitre de cette partie présente les résultats expérimentaux issus des différents dispositifs. Enfin, le chapitre 3 présente des pistes de modélisation du système osmotique étudié à partir de l'essai de gonflement, essai proche des conditions de fonctionnement de la future application.



# Chapitre 1

## Solvant, soluté, membrane et dispositifs expérimentaux

### 1.1 Introduction

Pour étudier le phénomène d'osmose d'un système solvant / soluté / membrane, il est nécessaire de mesurer, au cours d'expériences réalisées sur des dispositifs expérimentaux spécifiques, les variations des grandeurs physiques qui y sont rattachées, c'est à dire la pression, le volume, la concentration...

D'un autre côté, caractériser le comportement mécanique de la membrane semi-perméable du système osmotique requiert la mesure des états de contrainte et de déformation au sein de cette membrane.

Dans cette optique, ce chapitre présente, d'une part le système solvant / soluté / membrane modèle que nous avons choisi (§ 1.2), et d'autre part les différents dispositifs expérimentaux que nous avons conçus, mis au point et utilisés pour caractériser l'osmose ainsi que le comportement mécanique de la membrane semi-perméable (§ 1.3, 1.4 et 1.5).

### 1.2 Solvant, soluté et matériau de membrane

De façon générale, le choix du triplet soluté / solvant (§ 1.2.1) et de la membrane semi-perméable (§ 1.2.2) a été guidé par des considérations physiologiques, chimiques, mécaniques et de simplicité de mise en oeuvre.

#### 1.2.1 Soluté et solvant du système osmotique modèle

##### 1.2.1.1 Critères de choix

Pour effectuer des expérimentations réalistes, le choix du couple soluté / solvant doit être étroitement lié à la composition chimique des liquides physiologiques. En outre, ce choix conditionnera ensuite celui de la membrane, notamment en termes de seuil de coupure (cf. partie I). Pour cette étude, nous nous sommes attachés à considérer des conditions expérimentales proches de celles dans lesquelles travaillera le futur implant.

Le corps humain est majoritairement constitué de liquides (60 à 65% en poids). La concentration en eau varie d'un organe à l'autre, représentant seulement 1% de l'ivoire des dents et près de 90% du sang. Un adulte pesant 52 à 54 kg dispose de 35 l de liquide : 5 l de sang,

2 l de lymphes et 28 l de liquide intra et extra-cellulaire. Cette conséquente quantité de fluide représente un réel potentiel énergétique via l'osmose. Dans l'application d'endoprothèse active considérée pour ces travaux, le système à étudier prend entièrement place dans une artère. Le sang est donc le liquide tout indiqué pour servir de solvant pour le processus osmotique. Dans le sang, en plus de l'eau, les 10% restants sont majoritairement composés de cellules dont la taille (de l'ordre de plusieurs  $\mu\text{m}$ ) est trop importante pour avoir un effet osmotique significatif. Ce sont donc les molécules d'eau contenues dans le sang qui serviront de solvant au futur implant.

Cet implant se gonflera par effet osmotique sous l'action d'une différence de pression osmotique. Pour cela, il est nécessaire que le liquide contenu initialement dans l'implant ait une plus forte osmolarité que le sang. Il convient donc de remplir l'implant avec une solution concentrée en soluté. Dans le cadre du projet ROMS (Robot Osmotique Médical au Sucre ; 2002-2004, labélisé par le CNRS), en partenariat avec le laboratoire TIMC et le laboratoire CERMAV, nous avons choisi d'utiliser du saccharose. Ce choix a été motivé par le fait que le saccharose est une espèce présente dans l'organisme, donc bien toléré par celui-ci, et bon marché. En revanche, son poids moléculaire, de  $342 \text{ g}\cdot\text{mol}^{-1}$ , en fait une molécule « relativement petite » vis à vis des seuils de coupures des membranes disponibles sur le marché.

#### 1.2.1.2 Préparation des solutions

Le dosage des solutions de saccharose s'effectue en pesant les cristaux de glucose sur une balance de précision. Ces cristaux sont ensuite dissous par agitation dans un volume d'eau distillée préalablement dosé pour obtenir la concentration souhaitée. Une fois préparées, ces solutions peuvent théoriquement être stérilisées par filtration et conservées à  $4^\circ\text{C}$ . Néanmoins, le saccharose favorisant la prolifération bactérienne, les échantillons de solutions étaient préparés peu avant la mise en route des tests.

#### 1.2.2 Choix de la membrane semi perméable

Les membranes semi-perméables constituent un des éléments majeurs d'un système osmotiquement actif. En s'opposant au passage des molécules trop grosses, ce sont elles qui engendrent le déséquilibre de flux diffusif responsable de l'augmentation de pression (cf. partie I).

Outre leurs propriétés de perméabilité au solvant, et de relative imperméabilité au soluté, les membranes d'osmose doivent également supporter des pressions assez élevées, jusqu'à plusieurs MPa (cf. partie I). Ces contraintes très fortes ont limité le développement de l'osmose jusqu'à l'essor récent de nouveaux matériaux. Selon la nature de ces membranes, on parle de :

- membranes organiques : la plupart d'entre elles sont actuellement fabriquées à partir de polymères organiques (acétate de cellulose, polysulfones, polyamides, etc...) dont les qualités leurs confèrent une grande adaptabilité aux différentes applications. Ces membranes constituent la majeure partie des membranes utilisées actuellement pour les applications de filtration de molécules très petites (de l'ordre du nanomètre). Du fait de la petitesse de ces molécules retenues, l'osmose joue alors un rôle important. Parmi ces applications, on peut citer la dialyse et la filtration de solutions de laboratoires.
- membranes composites : apparues il y a une dizaine d'années, elles sont caractérisées par une structure asymétrique dont la peau est beaucoup plus fine que celle des membranes classiques non composites et par une superposition de plusieurs couches différenciées soit par leur nature chimique, soit par leur état physique. Elles peuvent être organiques (super-

position de polymères organiques différents), organo-minérales ou minérales (association de carbone ou d'alumine comme support et de métaux tels que le titane). La structure multicouches de ces membranes leur confère une très bonne tenue mécanique. Elles équipent notamment les modules d'osmose inverse, où les pressions importantes sollicitent fortement le matériau.

- membranes échangeuses d'ions : introduites en 1950, elles fonctionnent sur le principe du rejet d'ions grâce à leur charge. Les techniques d'électrodialyse, la dialyse et l'électrodésionisation font appel à cette technologie. Leur principal domaine d'application actuel est le dessalement de l'eau et le traitement des effluents des installations de protection des métaux.

Contrairement aux autres types de membrane, il est possible de se procurer aisément des membranes organiques plates ou tubulaires, à seuil de coupure défini et relativement faible. C'est donc sur cette catégorie que s'est porté notre choix.

Les molécules considérées pour cette étude possèdent des poids moléculaires situés dans la fourchette basse des tailles usuelles en osmose. Le soluté (le saccharose) ayant un poids moléculaire de  $342 \text{ g.mol}^{-1}$ , et le solvant (l'eau) pesant lui  $18 \text{ g.mol}^{-1}$ , il convient de choisir une membrane possédant un seuil de coupure statistique compris entre 18 et 342 Daltons. Nous avons choisi une membrane en ester de cellulose, coupant à 100 Daltons, de marque Spectra\Por<sup>®</sup>. Cette membrane est commercialisée sous forme de tubes extrudés de 15 mètres de long et disponibles en plusieurs diamètres. Nous avons utilisé des tubes de diamètres 15 mm. L'épaisseur moyenne, mesurée au micromètre, est de  $70 \mu\text{m}$ . Séchée, cette membrane perd alors ses propriétés mécaniques et de perméabilité. Elle est donc conditionnée baignée dans l'eau et doit être conservée à  $4^\circ\text{C}$  après la première ouverture afin de neutraliser la prolifération bactérienne. Toutes les expérimentations développées ci-après ont donc été conduites avec cette membrane tubulaire.

#### **Remarques :**

- Les seuils de coupure donnés par les fabricants sont des seuils probabilistes. Ces membranes sont ainsi censées arrêter 90% des molécules de taille supérieure à la spécification. Néanmoins, ils ne tiennent compte, ni d'une éventuelle différence de pression importante entre les deux côtés de la membrane, ni d'une déformation importante de la membrane, ni du temps d'exposition au soluté.
- Le cadre de l'étude se déroulant très en amont d'une implantation in-vivo, la biocompatibilité de cette membrane n'a pas été certifiée. Il s'agit ici d'une étude préliminaire visant à mettre en place les outils nécessaires à la réalisation d'une future prothèse.

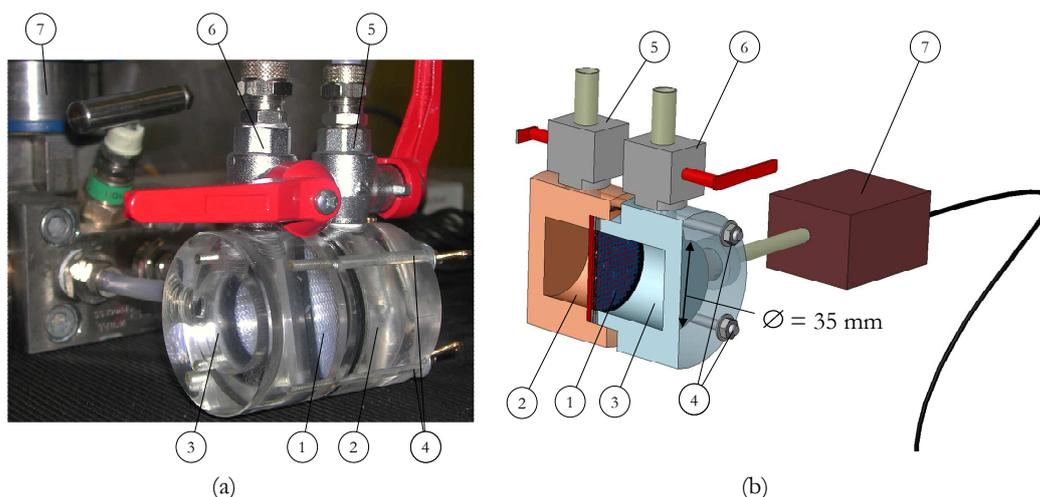
### 1.3 Dispositif d'osmose à débit quasi-nul

Pour caractériser les performances osmotiques du système modèle choisi dans le paragraphe précédent, un premier dispositif expérimental a été imaginé selon le principe illustré sur le schéma 2 (a) de la partie I. L'objectif est ici de connaître les pressions osmotiques maximales atteignables, lorsque le volume  $V$  de la chambre concentrée est quasi-constant ( $V \approx V_0$ ). Dans ces conditions, la concentration en soluté dans cette même chambre est quasi-constante ( $C \approx C_0$ ), et le débit engendré par osmose entrant dans la chambre concentrée en soluté est très faible ( $J \approx 0$ ).

### 1.3.1 Principe

Le dispositif, que nous avons conçu et réalisé dans ce but, est photographié sur la figure 29 (a), et représenté schématiquement sur les figures 29 (b) et 30. La membrane semi-perméable ① est positionnée entre les deux chambres ② et ③. La chambre ② est remplie de solvant et la chambre ③ de solution concentrée en saccharose. Ces deux chambres sont solidarisées grâce aux quatre tirants ④. L'étanchéité générale du système est assurée par des joints plats comprimés axialement par ces tirants. La chambre ② étant à la pression atmosphérique, on mesure l'effet de l'osmose sur la pression dans la chambre ③ grâce au capteur de pression ⑦ (AUTOTRAN 851, amplitude de mesure 0 / 0,276 MPa), relié à une carte d'acquisition (NATIONAL INSTRUMENT, non représentée), elle-même connectée à un PC (non représenté).

Afin de limiter au maximum la déformation du corps de la chambre concentrée en soluté ⑩, la membrane repose sur une grille métallique ⑫ (pas = 1,5 mm), qui elle-même s'appuie sur une plaque trouée en aluminium ⑪ (17 perçages diamètre 5 mm), comme le montre la vue de détails représentée sur la figure 30. Ces deux éléments rigidificateurs, qui autorisent la libre circulation des fluides, permettent de limiter au maximum les déformations de la membrane, élément le plus souple de la paroi ⑩ de la chambre où s'instaure la pression.



- |  |   |
|--|---|
| ① Membrane semi-perméable                  | ⑤ Vanne de remplissage de solvant pur                   |
| ② Chambre de solvant pur                   | ⑥ Vanne de remplissage de solution concentrée en soluté |
| ③ Chambre de solution concentrée en soluté | ⑦ Capteur de pression différentielle AUTOTRAN           |
| ④ Quatre tirants de solidarisation         |   |

FIG. 29: Illustrations du dispositif d'osmose à débit quasi-nul. (a) photographie du système. (b) dessin d'ensemble du dispositif selon une vue en coupe longitudinale.

### 1.3.2 Protocole expérimental

Pour ce dispositif, nous avons utilisé des tronçons de membrane tubulaire de diamètre 20 mm, découpés suivant la hauteur et mis à plat. Un emporte pièce de diamètre adéquat permet ensuite d'obtenir un disque de membrane ① que l'on place alors dans l'alésage du dispositif. Ces étapes sont assez délicates dans la mesure où la membrane doit rester humide, ce qui la rend très difficilement manipulable. Une fois la membrane montée, il s'agit de procéder au remplissage

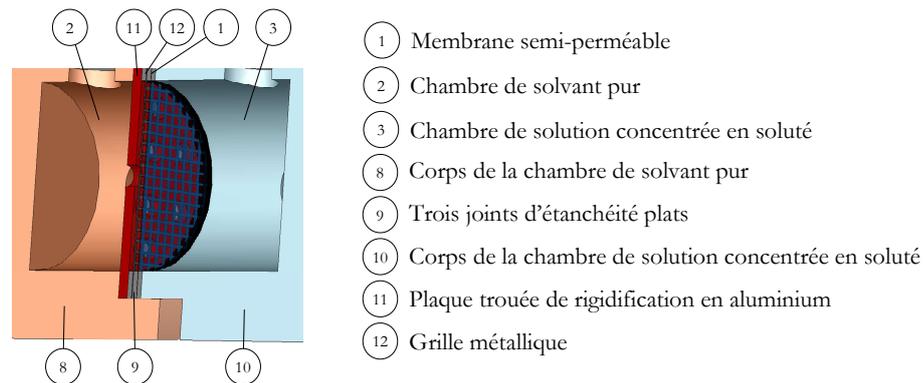


FIG. 30: Détail de l'installation de la membrane : Pour optimiser la rigidité de la paroi de la chambre de solution concentrée en soluté ⑩, une plaque trouée ⑪ en aluminium supporte une grille métallique ⑫ sur laquelle vient prendre appui la membrane ① lors de l'instauration de la pression par osmose. Pour veiller à l'étanchéité, trois joints plats en élastomère ⑨ ont été positionnés entre chacun des composants ⑪, ⑫, ① et ⑩.

des chambres avec d'un côté de l'eau purifiée seule et de l'autre la solution concentrée, préparée selon le protocole décrit au paragraphe 1.2.1.2.

L'acquisition de la pression au cours du temps peut alors être déclenchée dès que la vanne de remplissage ⑥ de la chambre concentrée est fermée (cf. figure 29). La vanne de la chambre du solvant pur est gardée ouverte pendant l'essai, de telle sorte que le capteur mesure la différence de pression hydrostatique entre les deux chambres.

### 1.3.3 Allure générale des essais et répétabilité

La figure 31 (a), présente une évolution, représentative de ce type d'essai, de la mesure de la pression en fonction du temps. Cet essai a été réalisé avec une différence de concentration initiale  $\Delta C_0 = 0,05 \text{ mol.l}^{-1}$ . On observe tout d'abord une phase « rapide » de croissance de la pression, puis une phase de ralentissement de la vitesse de montée en pression suivie d'une valeur maximum, notée  $\Delta p_{max}$ . Lorsque l'essai est poursuivi, comme c'est le cas sur ce graphique, cette pression diminue très lentement.

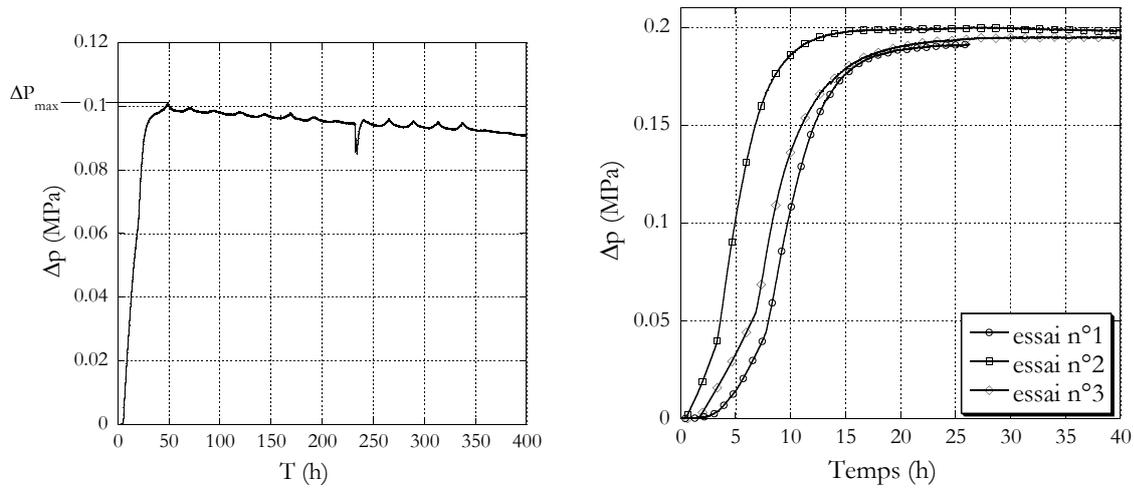
Pour s'assurer de la pertinence des pressions mesurées, des expériences préliminaires aux essais quantitatifs ont été conduites. Tous facteurs égaux, des tests de répétabilité (cf. figure 31 (b)) ont montré une reproductibilité plutôt satisfaisante des pressions maximales observées, si les différentes opérations de mise en place des essais sont réalisées avec soin.

L'erreur sur la mesure finale de pression provient essentiellement des imprécisions suivantes :

- Erreur de dosage :

Environ 40 ml sont nécessaires pour le remplissage de la chambre haute pression, si bien que 50 ml de solution de saccharose sont préparés avant chaque essai. Le glucose est pesé sur une balance de précision. On peut estimer son incertitude de mesure à environ 0,005 g. La solution testée la moins concentrée est à  $0,01 \text{ mol.l}^{-1}$ . Ceci implique une erreur maximale de 4 % environ sur le pesage, donc sur la concentration et enfin sur la pression. En outre, le dosage est effectué à l'aide d'une pipette graduée. Pour ce matériel, l'incertitude sur le dosage est de l'ordre du millilitre pour 40 ml, soit 2,5 % d'erreur.

- Variations de température :



(a) Évolution au cours du temps de la variation de la pression pour  $\Delta C_0 = 0,05 \text{ mol.l}^{-1}$ .

(b) Essais de montée en pression au cours du temps pour trois essais réalisés dans les mêmes conditions : différence de concentration initiale  $\Delta C_0 = 0,1 \text{ mol.l}^{-1}$ .

FIG. 31: Graphes de variation de la pression  $\Delta p$  en fonction du temps, mesurée dans le dispositif d'osmose à débit quasi-nul.

La température dans la salle d'expérimentation varie au gré des heures de la journée et des conditions météorologiques. On peut estimer ces variations bornées entre 15 et 25 °C. D'après la loi de Van't Hoff, une telle amplitude engendre alors une erreur de 3,4 % sur la mesure de la plus faible pression atteinte.

- Défaut de mise en place : étant donnée la souplesse de la membrane, elle a tendance, lors de sa mise en place, à plisser légèrement, enfermant un volume parasite, très difficilement quantifiable, entre elle et la grille de rigidification. Ceci engendre un temps de latence lors de la mise en oeuvre du test, jusqu'à ce que suffisamment de solvant ait franchi la membrane pour la plaquer correctement sur la grille.

D'après le graphe (b) de la figure 31, entre ces trois essais, l'imprécision sur la mesure de la pression maximale est d'environ  $\pm 5 \%$ .

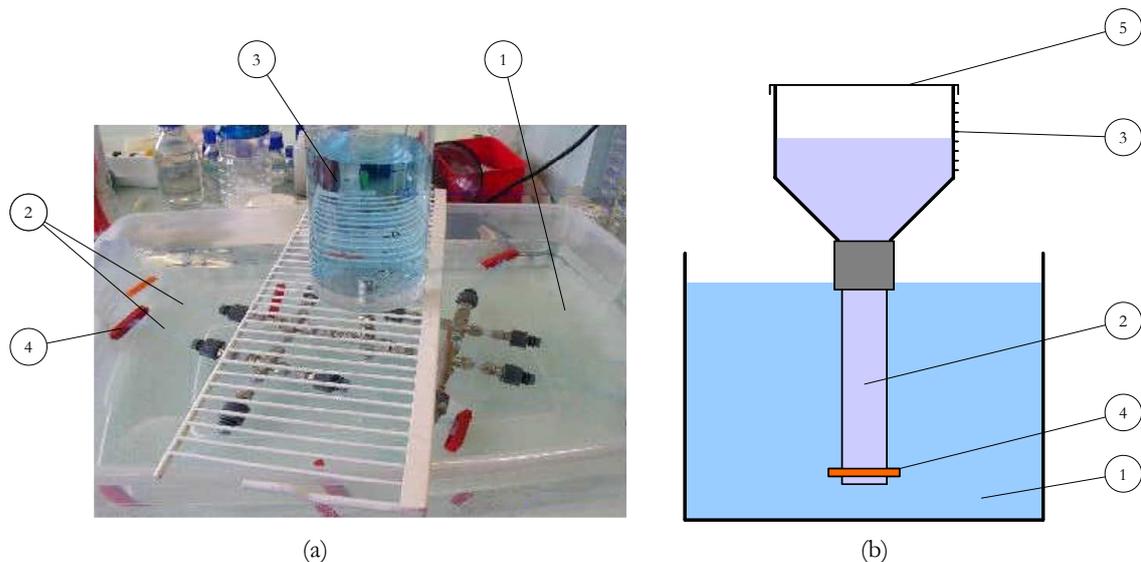
Pour le régime transitoire, en revanche, si la vitesse d'augmentation de la pression est relativement reproductible, il n'en est pas de même pour les évolutions temporelles, puisqu'on observe des décalages de l'ordre de 50 % sur le temps, pendant la phase de croissance de la pression. Les défauts de mise en position de la membrane contre la grille peuvent expliquer ceci.

## 1.4 Dispositif d'osmose à variation de pression quasi-nulle

A l'inverse du dispositif détaillé au paragraphe 1.3, il est cette fois envisagé de caractériser l'osmose en mesurant les débits engendrés par osmose franchissant la membrane au cours du temps, pour des différences de concentration initiales  $\Delta C_0$  données, à différence de pression  $\Delta p$  quasi-nulle. Le principe de cet essai peut être illustré par le schéma de la figure 2 (b) de la partie I.

### 1.4.1 Principe

La figure 32 illustre le dispositif que nous avons conçu et mis en place, et qui a été utilisé par Valérie Fine (Fine 2003). Un tronçon tubulaire de membrane ② (en réalité un réseau de tronçons), rempli de solution concentrée et plongé dans un bac d'eau ① est connecté à un vase à expansion ③ dont la surface libre est à la pression atmosphérique. Ce vase à expansion est gradué en volume pour mesurer le volume de passage dans la membrane à différents instants. Ce dispositif permet de faire varier aisément la longueur de membrane, donc la surface utile. Il permet en outre au liquide d'occuper librement le volume du vase à expansion. Ceci permet son utilisation pour des volumes de passage importants, tout en limitant les variations de pression hydrostatiques  $\Delta p$  vis-à-vis des variations potentielles de pressions osmotiques  $\Delta\pi_0$  atteignables initialement avec les différences de concentration initiales  $\Delta C_0$  testées. En effet, dans les expériences de V. Fine, cette variation de hauteur ne dépassait pas 100 mm. Ceci engendre une augmentation de la pression du côté de la chambre concentrée en soluté de 0,001 MPa. Par ailleurs, les concentrations testées varient entre 0,035 et 6,25 mol.l<sup>-1</sup>. La plus faible concentration testée doit fournir, d'après la loi de Van't-Hoff, une pression  $\Delta\pi_0$  de l'ordre de 0,1 MPa. Le facteur 100 entre les deux permet donc de négliger, tout au moins au début de ces expériences, la pression hydrostatique.



- ① bac rempli d'eau
- ② membranes tubulaires diamètre 15 mm, longueur 100 à 150 mm, remplies d'une solution concentrée en saccharose
- ③ récipient gradué
- ④ clamp
- ⑤ couvercle anti-évaporation

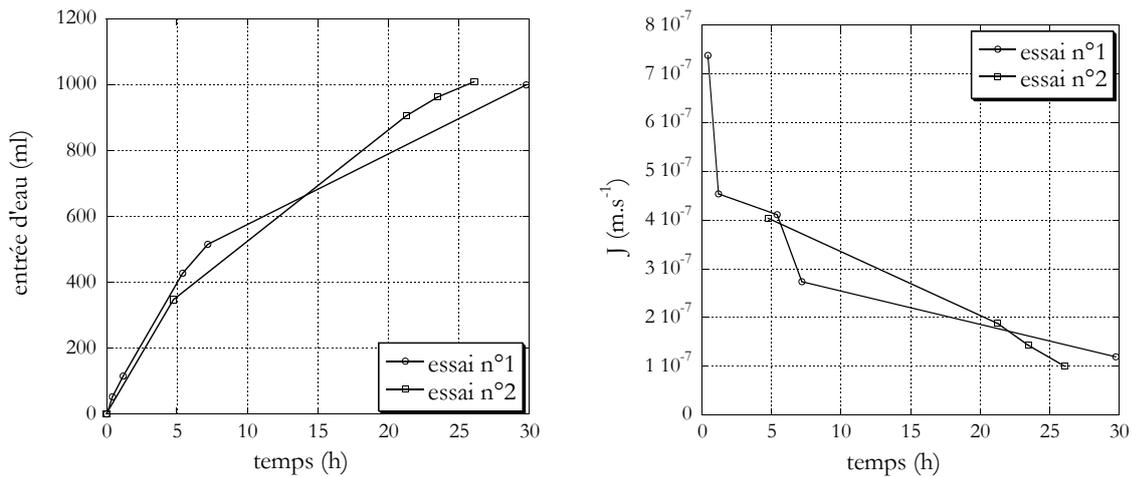
FIG. 32: Illustrations du dispositif d'osmose à  $\Delta p$  quasi-nul : (a) photographie du système avec plusieurs membranes connectées. (b) schéma de principe du dispositif (avec une seule membrane connectée).

### 1.4.2 Protocole expérimental

Ce dispositif nécessite l'emploi de tronçons cylindriques de membrane ②, découpés à la longueur engendrant la surface et le volume souhaités. Ces tronçons sont ensuite solidarisés au récipient gradué ③ et fermés à leur extrémité inférieure par le clamp ④, avant d'être remplis avec la solution concentrée, dont la préparation est détaillée au paragraphe 1.2.1.2. L'essai démarre lorsque la membrane est plongée dans le bac de solvant ①. On mesure alors, en fonction du temps, le volume de solution  $V$  dans la chambre concentrée grâce aux graduations du récipient ③. De cette mesure, on déduit l'évolution du débit surfacique en fonction du temps :  $J(t) = \frac{\dot{V}(t)}{S}$ ,  $S$  étant la surface d'échange de la membrane.

### 1.4.3 Allure générale des essais et répétabilité

La figure 33 (a) et (b) présente l'évolution au cours du temps du volume entrant par osmose à travers la membrane dans la solution concentrée en soluté, à  $\Delta p \approx 0$ , ainsi que celle du débit surfacique qui en découle. Deux essais à  $\Delta C_0 = 4,6 \text{ mol.l}^{-1}$  et  $S = 0,05 \text{ m}^2$  sont représentés. On observe qu'en début d'essai, la croissance du volume entrant est forte, avant d'accuser une



(a) Volume d'eau passant à travers la membrane au cours du temps.

(b) Débit surfacique  $J$  à travers la membrane en fonction du temps.

FIG. 33: Répétabilité des mesures de volume d'eau passant à travers la membrane et de débit surfacique  $J$ , pour deux essais réalisés dans des conditions identiques :  $\Delta C_0 = 4,6 \text{ mol.l}^{-1}$ ,  $S = 0,05 \text{ m}^2$

légère inflexion. Aussi, le débit  $J$  qui en résulte est maximum en début d'essai, et diminue progressivement tout au long de l'essai. Ceci est principalement dû à la dilution progressive de la concentration en soluté dans la chambre à l'intérieur de la membrane, et donc à la diminution progressive de la différence de pression osmotique  $\Delta\pi$  au cours du temps.

Les courbes des essais n°1 et 2, relativement superposées, montrent par ailleurs l'assez bonne reproductibilité des essais. On estime les imprécisions sur les mesures des volumes d'eau entrant et sur les débits à environ, respectivement,  $\pm 10 \%$  et  $\pm 20 \%$ .

## 1.5 Dispositif de gonflement de membrane

### 1.5.1 Objectif

Un troisième et dernier type d'essai a été conçu et mis en place au cours de ce travail : l'essai de gonflement osmotique d'un tronçon de la membrane semi-perméable. L'objectif de cet essai est double. Il permet d'une part, de mesurer les performances du système modèle vis-à-vis de l'osmose dans une situation intermédiaire à celles rencontrées dans les deux dispositifs précédents, et d'autre part, de pouvoir étudier, grâce aux mesures de différence de pression et de déformations au cours du temps, le comportement mécanique de la membrane, dans des conditions de chargement proches de celles envisagées pour le joint osmotique (cf. partie I).

### 1.5.2 Principe

La figure 34 présente une photographie (a) et un schéma de principe (b) de l'ensemble du dispositif expérimental conçu et mis en oeuvre pour cet essai de gonflement. Un tronçon

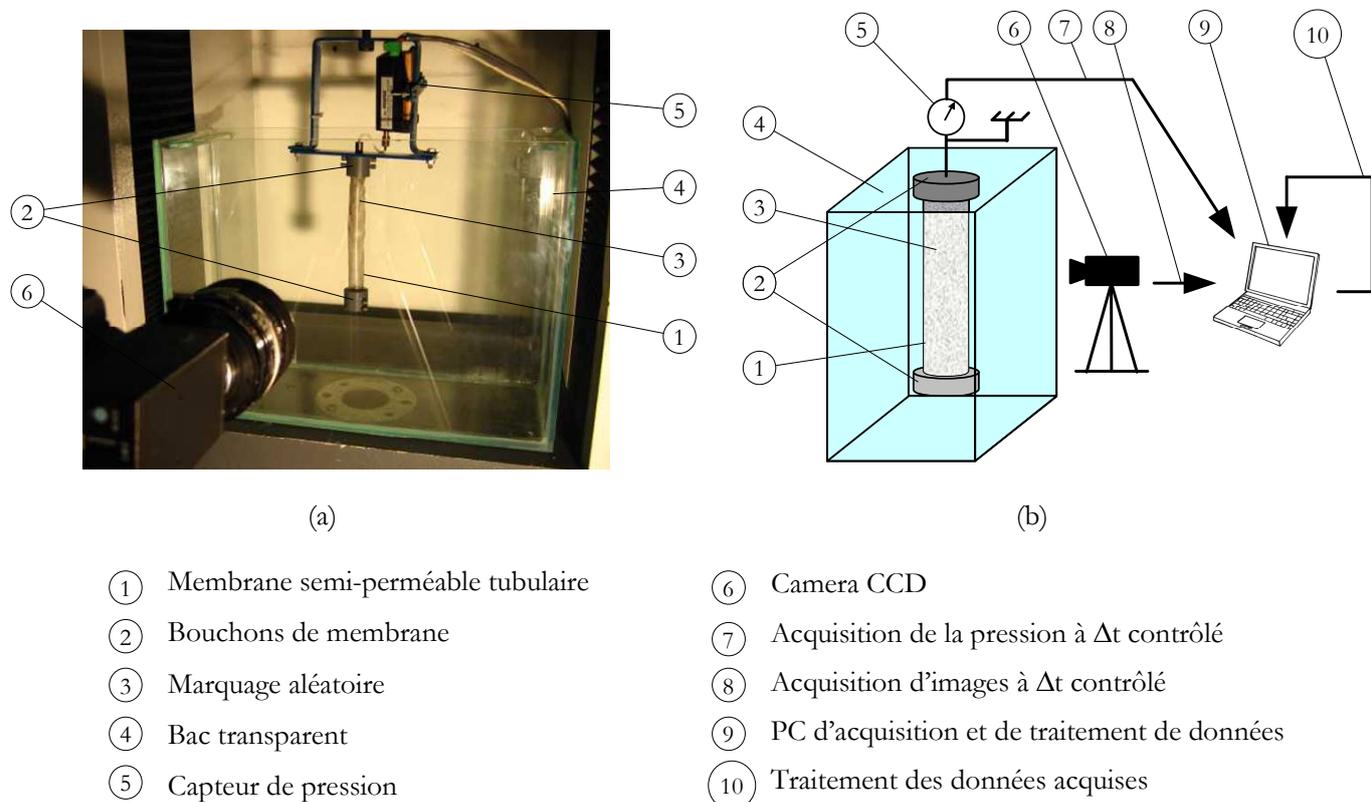


FIG. 34: Dispositif expérimental de sollicitation par gonflement osmotique d'un tube de membrane semi-perméable. (a) photographie du montage. (b) schéma de principe du dispositif et de l'acquisition des données.

cylindrique de membrane ① est obturé à ses extrémités grâce à deux bouchons ② dont le principe est détaillé dans le paragraphe suivant. Sur ce tronçon un marquage est réalisé, à base de tâches de peintures noires réparties aléatoirement ③ (ce marquage est nécessaire à la mesure des déformations, cf. § 1.5.4). Rempli d'une solution concentrée, il est plongé dans un bac transparent en verre ④, contenant de l'eau. L'osmose engendre alors un flux de solvant vers

l'intérieur de la membrane, provoquant une augmentation de la pression, mesurée à l'aide du capteur de pression ⑤, identique à celui utilisé pour le dispositif d'osmose à débit quasi-nul (cf. § 1.3), et une déformation de la membrane, enregistrée grâce à une caméra CCD ⑥ (de marque JAI, 1 million de pixels, codés sur 8 bits, fréquence maximale d'acquisition : 25 images par seconde). L'ensemble de ces données est acquis sur un PC ⑨.

La figure 35 illustre en détail le principe de fonctionnement des bouchons d'obturation de la membrane : un système vis ⑭ écrou ⑪ écrase une pièce en élastomère ⑬ qui plaque alors la

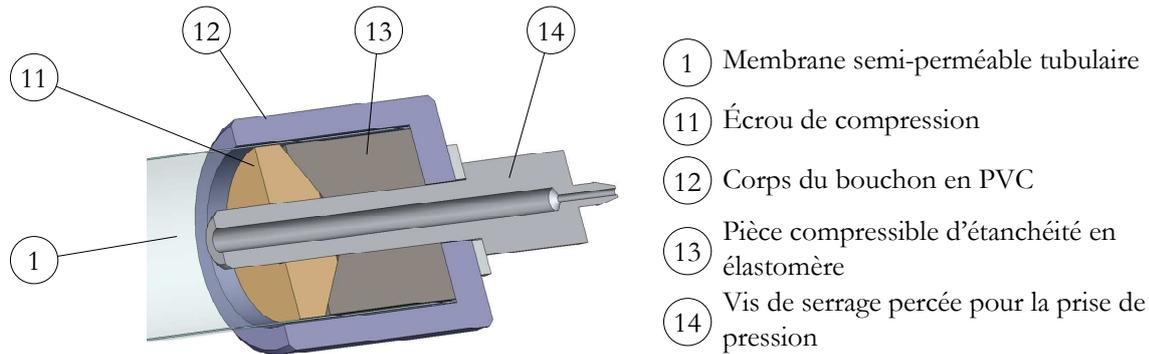


FIG. 35: Détail technologique des bouchons d'obturation de la membrane.

membrane tubulaire ① contre le corps du bouchon ⑫, garantissant ainsi la séparation étanche entre l'intérieur et l'extérieur du cylindre de membrane. En outre, la vis ⑭ d'un des deux bouchons est percée afin d'y connecter le capteur de pression.

### 1.5.3 Protocole expérimental

Un tronçon de membrane tubulaire, de diamètre 20 mm ou 15 mm, de longueur caractéristique 100 mm, est recouvert de tâches de peinture sur une face à l'aide d'une bombe de peinture noire afin d'y appliquer un marquage aléatoire, nécessaire à la corrélation d'images (cf. § 1.5.4). Ce tronçon est ensuite obturé à ses deux extrémités par les bouchons ② (cf. figure 35). Pour éviter le séchage de la membrane et pour déclencher le phénomène osmotique, la membrane est remplie de la solution concentrée en saccharose préparée préalablement (cf. § 1.2.1.2) et plongée dans le bac transparent ④ rempli d'eau. L'acquisition simultanée et à intervalles de temps réguliers de la pression, via le capteur ⑤ et des images (pour la mesure des déformations), via la caméra ⑥, est alors déclenchée.

Lorsque l'essai est terminé, les images acquises sont analysées par la méthode de corrélation d'images pour en extraire des estimations des déformations en surface de la membrane pendant la sollicitation (cf. § 1.5.4).

### 1.5.4 Post-traitement des essais : corrélation d'images

Cette méthode permet de mesurer des champs de déplacements dans un plan perpendiculaire à l'axe optique de la caméra. Elle est particulièrement bien adaptée aux mesures sur les membranes étudiées ici, pour lesquelles l'utilisation d'extensomètres usuels (jauges...) est exclue à cause de la souplesse du matériau et de son immersion dans un liquide. Sont ainsi mesurées les déformations logarithmiques selon l'axe de la membrane, notée  $\varepsilon_{xx}^{ln}$ , et dans la direction circconférentielle, notée  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$ . Ce paragraphe trace les grandes lignes de la méthode de corrélation d'images.

#### 1.5.4.1 Généralités sur la méthode

Les systèmes de mesure de champs de déplacements et déformation par méthode optique ne sont pas récents : les premiers, en particulier le Moiré (Theocaris & Pericles 1969), la photoélasticimétrie (Robert & Dore 1974), la stéréophotogrammétrie (Desrues 1984), sont apparus il y a plus de 50 ans. L'avènement récent de l'informatique et des puissances de calcul toujours accrues ont fait évoluer ce domaine. De nouvelles techniques de traitement d'images sont ainsi apparues depuis une vingtaine d'années, telles que le suivi de cibles ou la corrélation d'images. Les systèmes de mesure de champs cinématiques par voie optique présentent des avantages conséquents par rapport aux méthodes conventionnelles : par la multiplication des mesures locales non invasives, elles permettent notamment d'étudier des phénomènes locaux hétérogènes (Louche & Chrysochoos 2001, Ait-Amokhtar et al. 2006, Schlosser et al. 2007). Néanmoins, certaines de ces méthodes requièrent un marquage préalable du support. C'est le cas de la méthode de grilles ou de la corrélation d'images, que nous utilisons. Dans certains cas, ce facteur peut être considéré comme limitant pour la méthode, en particulier lorsque le matériau constitutif du corps possède des caractéristiques mécaniques proches de celles des encres ou peintures de marquage. En France, quelques équipes travaillent notamment au développement de la technique de corrélation d'images (Vacher 2003, Hild et al. 2002, Orteu 2000, Allais et al. 1994).

#### 1.5.4.2 Principe général de la méthode

Le calcul des champs de déformations par la méthode de corrélation d'images se décompose en trois points principaux (Vacher 2003) :

- Il s'agit en premier lieu d'acquérir au moins deux images d'une même zone du corps étudié, à deux états de sollicitation mécanique différents.
- Il faut ensuite associer les points homologues sur chacune des images acquises en se basant sur la ressemblance de leur voisinage.
- En connaissant ainsi l'histoire de l'ensemble des points du domaine visé, on peut donc enfin en déduire le champ de déplacement, puis par dérivation spatiale, déterminer le champ de déformation.

La difficulté de mise en oeuvre de cette méthode concerne essentiellement l'identification automatisée des points homologues. En pratique, les logiciels de corrélation d'images utilisent le principe de conservation du flux optique au voisinage du point considéré.

#### Discretisation de la zone d'étude

Pour cela, l'utilisateur définit une taille de petites images appelées imagettes, qui vont discrétiser le domaine de corrélation. C'est dans ces imagettes que le logiciel recherche des correspondants après application de transformations décrivant le déplacement (translation et rotation) et la déformation des motifs présents dans les imagettes (Vacher 2003).

#### Critère de corrélation

Pour cela, sur chaque imagette de corrélation, on cherche à minimiser ou maximiser un critère fonction du flux optique sur l'image initiale et sur l'image déformée ainsi que de la transformation locale ; c'est le critère de corrélation. Ce critère de corrélation quantifie la ressemblance entre les deux imagettes, avant et après la transformation. Son optimum détermine la position du motif déformé et déplacé, permettant alors de connaître la transformation locale (de l'imagette).

### Auto-adaptation de la grille d'images

Les images sur l'image initiale sont définies parfaitement rectangulaires. Néanmoins, il serait très limitatif d'appliquer le principe de corrélation sur des images finales identiques en forme et en taille. Seuls les déplacements de chaque image seraient ainsi déterminés. Les logiciels de corrélation existants adaptent la forme de l'image finale au déplacement et à la déformation du motif. Ainsi, un rectangle peut devenir un quadrilatère quelconque par la transformation.

Après cet exposé sur la mise en oeuvre technique de la méthode il est à noter que plusieurs paramètres dont le choix incombe à l'opérateur interviennent également dans la qualité de la corrélation :

- La qualité du contraste sur l'image de l'objet observé ; une image idéalement contrastée possède un histogramme étalé pour l'ensemble des niveaux de gris. L'image possédera alors un certain nombre de pixels parfaitement blancs et d'autres parfaitement noirs. Avec l'expérience on parvient à réaliser un tel mouchetis aléatoire, à régler l'ouverture et la focale de l'objectif afin d'obtenir des images exploitables par le logiciel de corrélation.
- Le caractère aléatoire du motif ; Un motif régulier engendrerait la possibilité d'erreur de localisation de l'image déformée. Néanmoins, la réalisation du marquage par projection de peinture est suffisamment aléatoire pour s'affranchir de ce problème.
- Le nombre moyen de pixels par tâches ; la grosseur des tâches sur la surface observée conditionne en particulier la résolution spatiale maximum atteignable. Plus les tâches seront petites, meilleure elle sera. Idéalement, les tâches doivent comporter entre 3 et 10 pixels.
- Le dernier paramètre influençant les résultats de la corrélation est la grosseur des tâches par rapport à celle des images. Celle-ci devra être telle que les plus grosses tâches aient un diamètre au moins deux fois inférieur à la taille des côtés des images.

Pour notre étude, des images de 30 pixels de côté ont été utilisées, sur des domaines de corrélation de  $250 \times 1150$  pixels environ.

#### 1.5.4.3 Application au dispositif de gonflement

C'est la facilité de mise en oeuvre de cette méthode de mesure de la déformation et son caractère sans contact, approprié à une mesure sur un échantillon très souple, plongé dans un liquide, qui nous ont orienté vers ce choix, bien que la mesure effectuée soit une projection de la déformation d'une surface cylindrique. Notons à ce sujet qu'il existe des systèmes de corrélation d'images permettant des mesures de position, déplacement et déformation de surfaces tridimensionnelles dans l'espace (Garcia & Orteu 2001). Ces systèmes utilisent deux caméras synchronisées en acquisition, dont les axes optiques forment un angle connu. Certains auteurs travaillent également à réaliser des mesures de champs de déplacement par corrélation d'images tridimensionnelles, issues de tomographies aux rayons X (Salvo et al. 2004). Cette méthode permet alors d'identifier la position de chaque point du volume étudié au cours de la déformation. Ces systèmes, en cours de développement, n'ont pas encore atteint la maturité des mesures de champs planes. Ils sont en outre plus onéreux et fastidieux à mettre en oeuvre.

Ainsi nous avons donc décidé, en connaissance de cause, d'utiliser un système de mesure de champs de déformation plans (le logiciel 7D : mesure de champs de Déplacement et de Déformation en 2 et 3 Dimensions, développé à Annecy par Vacher (2003)). Cela implique de prendre les précautions de dépouillement détaillées en annexe A.1. Par exemple, au cours

de l'essai de gonflement, le diamètre de la membrane semi-perméable augmente, engendrant la diminution de la distance séparant l'appareil optique, qui capture les images, de la surface étudiée. Ce rapprochement génère une surestimation de la déformation de membrane au cours de son gonflement. Il ressort de l'étude de l'annexe A.1 que cette déformation parasite induit une erreur de 6,7 % sur la mesure de la déformation. Étant donné le caractère systématique de cette erreur de mesure, elle sera systématiquement corrigée dans les résultats expérimentaux qui suivent.

L'annexe A.2 présente quant à elle une quantification de l'erreur sur les mesures de déformations obtenues par corrélation d'images. Cette étude, réalisée par comparaison de déplacements et déformations connus avec les résultats de mesure par corrélation, montre que dans les conditions expérimentales de nos essais, la précision sur la mesure des déformations logarithmiques est de l'ordre de  $\pm 0,0015$ .

### 1.5.5 Homogénéité de la déformation

La figure 36 (b) donne un exemple de mesures de déformation circonférentielles  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln\ i}$  ( $i$  étant le numéro de l'imagette considérée) le long de la génératrice du cylindre (cf. photo de la figure 36 (a)), obtenues pour trois valeurs de  $\Delta p$  lors d'un essai à  $\Delta C_0 = 0,2 \text{ mol.l}^{-1}$  (essai réalisé sur un tronçon de membrane de diamètre 15 mm et de 100 mm de longueur). Pour le dépouillement, des imagettes de 30 pixels de côté ont été utilisées, et la zone d'étude s'étend sur  $n = 35$  imagettes le long de la génératrice. Sur le graphique, sont également représentées les barres d'erreur sur la mesure, de  $\pm 0,0015$  (cf. annexe A.2), ainsi que, pour chacune des trois  $\Delta p$ , les valeurs moyennes de déformation  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$  définies comme suit :

$$\varepsilon_{\theta\theta}^{ln} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \varepsilon_{\theta\theta}^{ln\ i} \quad (24)$$

Sur la zone d'observation considérée, qui se situe relativement loin des bouchons ( $\approx 10 \text{ mm}$ ), on observe que quelle que soit la valeur de la pression interne  $\Delta p$ , les déformations sont plutôt homogènes, même s'il apparaît des variations de la mesure le long de l'axe du cylindre de l'ordre de 0,01 autour de la valeur moyenne. Notons que des tendances similaires ont été observées pour la mesure de la déformation axiale  $\varepsilon_{xx}^{ln\ i}$ . Ces fluctuations peuvent être induites par la présence de bulles d'air dans l'eau, qui traversent la zone d'observation, par les variations de luminosité au cours des essais (qui peuvent durer plusieurs jours), mais également par la rigidité éventuelle de la peinture, engendrant des hétérogénéités locales au niveau des tâches. Dans la suite de ce travail, nous ne considérerons que les valeurs moyennes de la déformation,  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$  et  $\varepsilon_{xx}^{ln}$ , en supposant l'homogénéité de la déformation.

### 1.5.6 Allure générale des essais et répétabilité

La figure 37 décrit l'évolution de la pression  $\Delta p$  à l'intérieur de la membrane (graphe (a)) et des déformations  $\varepsilon_{xx}^{ln}$  et  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$  (graphes (b) et (c)) en fonction du temps, pour deux essais réalisés dans les mêmes conditions, avec une différence de concentration initiale  $\Delta C_0$  de  $0,2 \text{ mol.l}^{-1}$ . On observe, tout d'abord, que les mesures sont relativement reproductibles, même si les écarts entre ces deux essais peuvent atteindre 10% de la mesure de la différence de pression et localement 40 % de celle des déformations. Concernant l'évolution de la pression  $\Delta p$ , on remarque tout d'abord une phase transitoire d'accélération de  $\Delta p$  sur les premières heures de l'essai pendant laquelle, notamment, les plis de la membrane disparaissent. Ensuite, la pression croît de façon quasi linéaire, avant que cette croissance ne s'infléchisse, au delà d'une pression seuil de 0,03

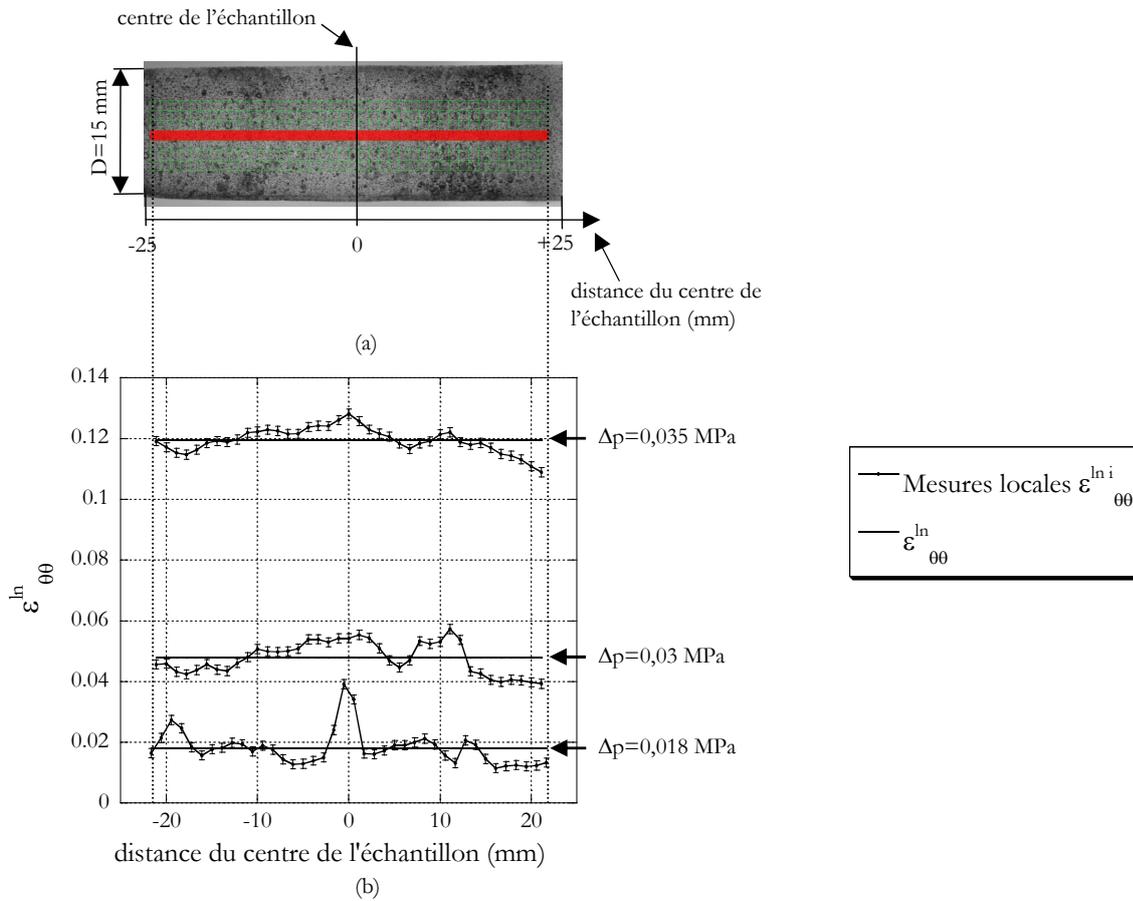
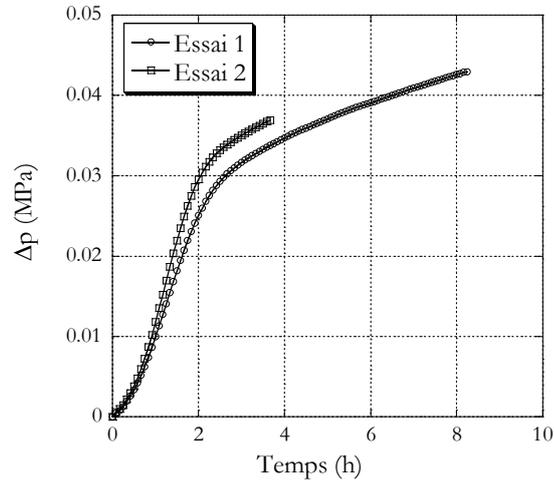


FIG. 36: Évolution de  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$  le long de la génératrice. (a) image du mouchetis sur la membrane avec, mise en valeur, la bande des imagerie utilisées pour la corrélation d'images. (b) résultats des déformations  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$  mesurées pour  $\Delta p = 0,018$ ;  $0,03$  et  $0,035 \text{ MPa}$ , en fonction de la distance de l'imagerie mesurée par rapport au centre de l'échantillon. Les lignes horizontales représentent les valeurs moyennes  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$ .

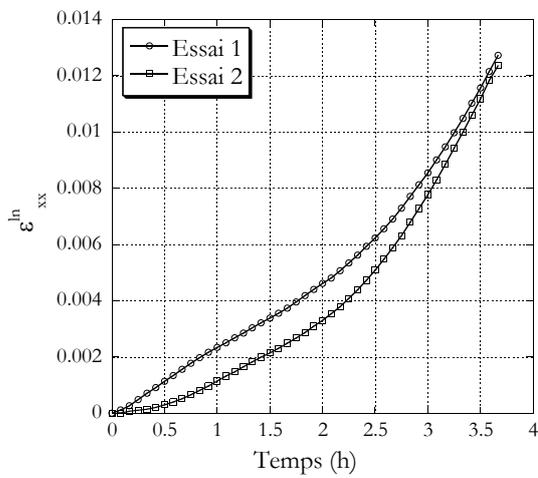
MPa. Les déformations subissent, quant à elles, des évolutions inverses, puisque leur croissance, initialement faible et quasi-linéaire, s'accélère brusquement au delà d'une valeur seuil de  $0,004$  pour  $\varepsilon_{xx}^{ln}$  et de  $0,03$  pour  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$ .

## 1.6 Conclusion

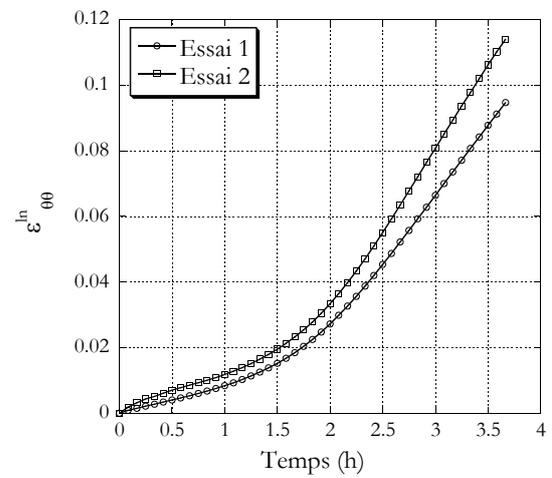
Dans ce chapitre, après avoir choisi un triplet solvant / soluté / membrane, relativement proche du triplet qui pourrait être utilisé pour le joint osmotique, nous avons présenté l'ensemble des moyens expérimentaux conçus et mis au point dans cette étude : dispositifs de caractérisation de l'osmose à déformation de membrane limitée, à pression ou débit quasi-nuls, dispositif de gonflement de membrane par osmose avec mesure de champ de déformation par corrélation d'images. Ces dispositifs vont nous permettre d'appréhender et de caractériser l'osmose et le comportement mécanique de la membrane dans des conditions variées. C'est l'objet du chapitre suivant.



(a)



(b)



(c)

FIG. 37: Evolution et répétabilité des grandeurs mesurées au cours de l'essai de gonflement : variation de la pression  $\Delta p$  (a) et des déformations logarithmiques  $\varepsilon_{xx}^{ln}$  (b) et  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$  (c) en fonction du temps, pour deux essais identiques, à  $\Delta C_0 = 0,2 \text{ mol.l}^{-1}$



# Chapitre 2

## Résultats expérimentaux

### 2.1 Introduction

Le système osmotique modèle a fait l'objet de multiples tests, à l'aide des dispositifs détaillés au chapitre 1. Le présent chapitre expose, dans un premier temps, les campagnes d'essais réalisées (§ 2.2). La suite de ce chapitre est consacrée à l'exploitation de ces essais pour identifier un comportement osmotique du système modèle (§2.3), et mécanique de la membrane semi-perméable (§ 2.4).

### 2.2 Essais réalisés

#### 2.2.1 Dispositif d'osmose à débit quasi-nul

Les différences de concentration initiales  $\Delta C_0$  testées dans ce dispositif sont reportées dans le tableau 1.

$\Delta C_0$ (mol.l <sup>-1</sup> )	0,01	0,02	0,025	0,05	0,075	0,1	0,15
-------------------------------------	------	------	-------	------	-------	-----	------

TAB. 1: Tableau récapitulatif des différences de concentration  $\Delta C_0$  testées dans le dispositif à débit nul.

#### 2.2.2 Dispositif d'osmose à $\Delta p$ quasi-nul

Durant la campagne d'essais réalisés par V. Fine (Fine 2003), visant à connaître la performance du système osmotique étudié en terme de débits atteignables lorsqu'aucune pression n'est appliquée sur la chambre concentrée, diverses différences de concentration initiales  $\Delta C_0$  ont été testées selon le principe d'essai détaillé au paragraphe 1.3.1. Les  $\Delta C_0$  testés sont reportées dans le tableau 2.

$\Delta C_0$ (mol.l <sup>-1</sup> )	0,035	0,2	0,585	1,168	1,949	2,86	4,6
-------------------------------------	-------	-----	-------	-------	-------	------	-----

TAB. 2: Tableau récapitulatif des différences de concentration  $\Delta C_0$  testées dans le dispositif d'osmose à différence de pression  $\Delta p$  quasi-nulle.

#### 2.2.3 En gonflement

Sur le principe expérimental décrit au paragraphe 1.5.2, une série d'essais a été réalisée en vue d'identifier le comportement mécanique de la membrane semi-perméable et le comportement

osmotique du système composé de la membrane, du solvant et du soluté. En pratique, nous avons fait varier un seul paramètre : la différence de concentration initiale en soluté entre les deux côtés de la membrane, notée  $\Delta C_0$ . Le bac étant rempli d'eau pure, c'est donc la concentration de la solution de remplissage que nous avons fait varier. Le contrôle de cette concentration permet de faire indirectement varier les conditions d'essai : différence de pression osmotique  $\Delta\pi$  et hydrostatique  $\Delta p$ , (donc niveaux de contraintes et de déformations), débit instantané  $J$  (donc vitesse de déformation de la membrane). Ainsi la variation d'un unique paramètre permet de couvrir à la fois la gamme des paramètres influençant le phénomène osmotique et la sollicitation mécanique. Le tableau 3 recense les six différences de concentration  $\Delta C_0$  testées aux cours des essais de gonflement sur des tronçons de membrane tubulaire de diamètre initial  $D_0 = 15$  mm.

$\Delta C_0$ (mol.l <sup>-1</sup> )	0,01	0,02	0,05	0,1	0,15	0,2
-------------------------------------	------	------	------	-----	------	-----

TAB. 3: Tableau récapitulatif des six différences de concentration  $\Delta C_0$  testées.

## 2.3 Caractérisation de l'osmose

### 2.3.1 Principe de détermination des paramètres du modèle osmotique

Nous avons vu dans la partie I que lorsque la membrane est totalement imperméable au soluté le processus osmotique peut être décrit par l'équation suivante :

$$J = L_p(\sigma\Delta CRT - \Delta p) \quad (25)$$

Cette équation fait intervenir deux paramètres : la perméabilité de la membrane au solvant  $L_p$  et le coefficient  $\sigma$ . Les expériences conduites à l'aide des dispositifs précédemment décrits permettent d'estimer ces paramètres qualifiant les propriétés osmotiques du système modèle choisi :

- le dispositif d'osmose à débit quasi-nul, présenté au paragraphe 1.3, conduit rapidement à un débit surfacique  $J$  qui s'annule. Connaissant la différence de concentration  $\Delta C$  et la température  $T$ , la mesure de la différence de pression  $\Delta p$  permet, grâce à la relation 25, de déterminer le coefficient d'interaction  $\sigma$  pour une membrane peu déformée.
- le dispositif d'osmose à différence de pression quasi-nulle, présenté au paragraphe 1.4, permet de mesurer le débit surfacique  $J$  pour une différence de pression quasi-nulle. Connaissant la différence de concentration initiale  $\Delta C_0$ , la température  $T$ , et le coefficient  $\sigma$ , l'équation (25) avec  $\Delta p \approx 0$  permet de déterminer la perméabilité initiale de la membrane au solvant  $L_p$ , pour une membrane non déformée.
- l'essai de gonflement permet quant à lui de connaître à tout instant la différence de pression  $\Delta p$ , la différence de concentration  $\Delta C$  et le flux  $J$ , quelle que soit la déformation de la membrane. Il va ainsi nous permettre de caractériser l'influence de la déformation de la membrane sur les paramètres osmotiques  $\sigma$  et  $L_p$ .

### 2.3.2 Osmose à débit quasi-nul

Dans le dispositif expérimental représenté sur la figure 29, pour chacune des différences de concentration initiale du tableau 1, on mesure la différence de pression entre la chambre concentrée et l'atmosphère en fonction du temps.

On remarque tout d'abord sur la figure 31 (a) que la décroissance de pression au delà du pic est très lente (environ 70 fois plus que la phase de montée en pression). Ce constat sera confirmé

lors des essais de gonflement à faible différence de concentration (cf. § 2.3.4). Deux mécanismes possibles peuvent expliquer cette décroissance :

- la relaxation des contraintes au sein de la membrane dans le cas où cette dernière présente des effets viscoélastiques aux longs temps caractéristiques,
- la possible diffusion des molécules de soluté au travers de la membrane (caractérisée par un flux  $J_S$ , cf. § 1.4 de la partie I). Nous n'avons malheureusement pas pu mesurer a posteriori les concentrations en soluté dans la chambre contenant initialement de l'eau pure.

Ceci étant, cette décroissance est très faible, si bien qu'il semble raisonnable de supposer que le flux de soluté au travers de la membrane est négligeable ( $J_S \approx 0$ ). Ainsi les transferts de solvant au travers de la membrane peuvent être en première approximation décrits par la relation (25).

Par ailleurs, comme on peut le voir sur la figure 38, plus les différences de concentrations initiales  $\Delta C_0$  sont élevées, plus les différences de pression  $\Delta p$  le sont aussi, et plus les cinétiques sont rapides.

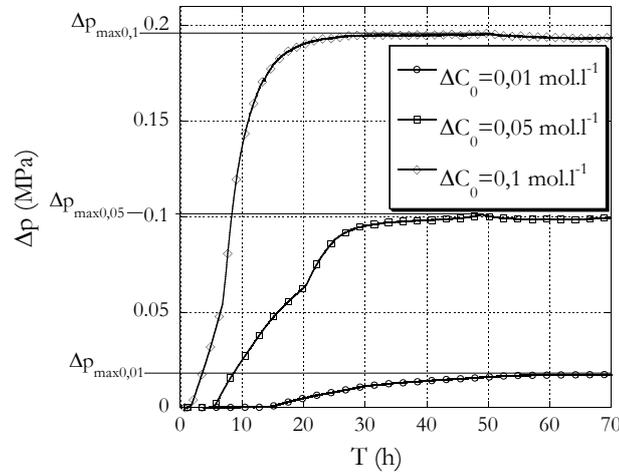


FIG. 38: Dispositif d'osmose à débit quasi-nul, représenté sur la figure 29 : évolution de la pression  $\Delta p$  mesurée dans la chambre de solution concentrée en soluté au cours du temps pour trois différences de concentration initiale :  $\Delta C_0 = 0,01$  ;  $0,05$  et  $0,1 \text{ mol.l}^{-1}$ .

La figure 39 transcrit l'évolution des pics de pression  $\Delta p_{\max}$  (cf. figure 38) obtenus dans la chambre avec soluté en fonction des différences de concentrations  $\Delta C_0$  initialement appliquées. Dans les conditions expérimentales de cet essai, on suppose qu'à  $\Delta p_{\max}$  le système a atteint un équilibre et que le débit  $J$  est nul (ceci est vrai si le comportement mécanique de la chambre dans laquelle s'instaure la pression est élastique sans effet visqueux). D'après la relation (25) et en supposant que la concentration  $\Delta C$  à  $\Delta p_{\max}$  est peu différente de  $\Delta C_0$  on a alors :

$$\Delta p_{\max} \approx \sigma \Delta C_0 RT \quad (26)$$

Comme le montre la figure 39, cette relation linéaire entre  $\Delta p_{\max}$  et  $\Delta C_0$  (loi de Van't Hoff modifiée) est plutôt bien vérifiée par nos expériences. La droite expérimentale a cependant une pente plus faible que la droite théorique de la loi de Van't Hoff (équivalente à la relation (26) si  $\sigma = 1$ ). Étant donné que la membrane est quasiment imperméable au soluté, la cause de cet écart entre les droites modèle et expérimentale peut, comme évoqué dans la partie I, être imputable aux interactions entre les molécules de soluté et de solvant au niveau de la membrane.

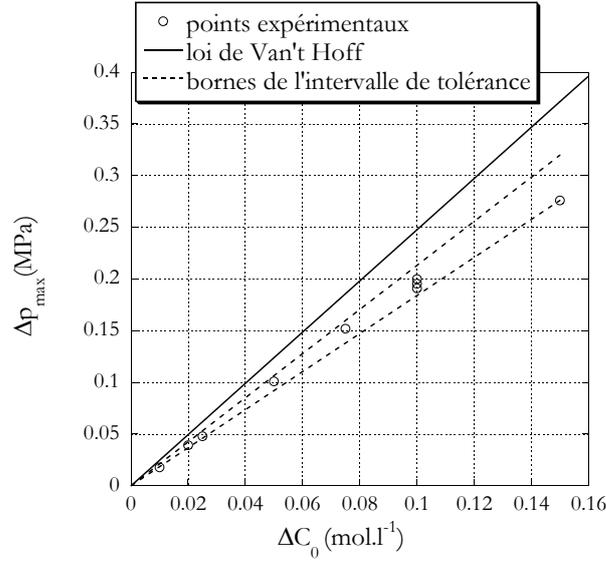


FIG. 39: Différences de pressions maximales  $\Delta p_{\max}$  générées par osmose en fonction de la différence de concentration initiale en saccharose  $\Delta C_0$ .

Pour les points expérimentaux, on obtient :

$$\Delta p_{\max} \text{ (MPa)} = 1,92 \times \Delta C_0 \text{ (mol.l}^{-1}\text{)} \quad (27)$$

Pour la loi de Van't Hoff, à 25 °C on obtient :

$$\Delta p_{\max} \text{ (MPa)} = 2,48 \times \Delta C_0 \text{ (mol.l}^{-1}\text{)} \quad (28)$$

Soit un rapport  $\sigma$  :

$$\sigma = \frac{1,92}{2,48} = 0,77 \pm 0,05$$

### 2.3.3 Osmose à $\Delta p$ quasi-nul

La figure 40 (a) illustre des mesures d'entrée d'eau réalisées à partir du dispositif d'osmose à différence de pression  $\Delta p$  quasi-nulle représenté sur la figure 32 pour trois différences de concentration initiale  $\Delta C_0$ . Ces essais ont été réalisés avec une surface utile de membrane identique, de  $6,6 \cdot 10^{-3} \text{ m}^2$ .

On remarque que pour un temps donné, la vitesse d'entrée d'eau et donc le débit  $J$  augmentent avec la différence de concentration  $\Delta C_0$ .

La figure 40 (b) montre les débits surfaciques initiaux  $J_0$  obtenus pour les  $\Delta C_0$  testées répertoriées dans le tableau 2. Ces débits sont déterminés en mesurant les tangentes à l'origine des courbes *entrée d'eau / temps* (cf. figure 40 (a)), divisées par la surface de membrane utile, et ce pour trois surfaces utiles de membrane différentes. Sur cette figure, malgré la dispersion assez forte des résultats expérimentaux, on observe une dépendance quasi-linéaire des débits initiaux  $J_0$  en fonction de  $\Delta C_0$ , ce qui est cohérent avec la relation (25) qui, dans ces conditions où  $\Delta p \ll \sigma \Delta C_0 RT$ , peut s'écrire :

$$J_0 \approx L_p \sigma \Delta C_0 RT \quad (29)$$

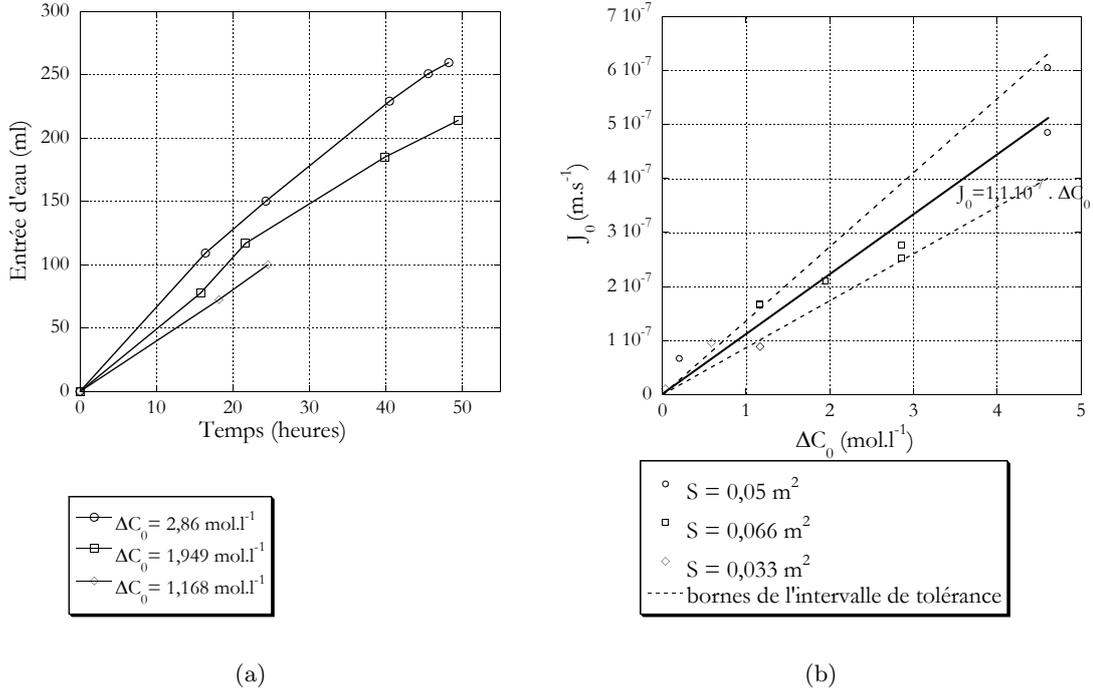


FIG. 40: Dispositif d'osmose à différence de pression quasi-nulle. (a) Mesure des quantités d'eau entrant dans la chambre à l'intérieur de la membrane, avec une surface de membrane de  $6,6 \cdot 10^{-3} \text{ m}^2$ , et pour trois différences de concentration initiales  $\Delta C_0$ . (b) Débit surfacique initial observé en fonction de la différence de concentration initiale pour trois tailles de surface d'échange.

Selon cette relation, la perméabilité  $L_p$  de la membrane au solvant peut être déterminée, connaissant  $J_0$ ,  $\sigma$  et  $\Delta C_0$ . Avec  $\sigma = 0,77$ , à  $25 \text{ }^\circ\text{C}$ , on obtient :

$$L_p = 5,8 \cdot 10^{-14} \pm 1,3 \cdot 10^{-14} \text{ m}^3 \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{N}^{-1}$$

Selon [Maurel \(1993\)](#), la perméabilité à l'eau des membranes couramment utilisées en osmose inverse est comprise entre  $1,6 \cdot 10^{-13}$  et  $3,5 \cdot 10^{-12} \text{ m}^3 \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{N}^{-1}$ . On remarque donc que la membrane ici utilisée, au moins au début des essais, est environ dix fois moins perméable à l'eau que les membranes d'osmose inverse.

## 2.3.4 En gonflement

### 2.3.4.1 Variations de volume, de concentration et du flux de solvant

L'essai de gonflement, illustré par la figure 34, permet par le biais des mesures des déformations  $\varepsilon_{xx}^{ln}$  et  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$ , et moyennant quelques hypothèses simplificatrices, de connaître le volume  $V$  de solution enfermé dans la membrane et la surface  $S$  de cette membrane. La détermination de  $V$  et de  $S$  permet alors de calculer la concentration instantanée  $\Delta C$  et le flux surfacique de solvant  $J$  qui pénètre dans la chambre concentrée à travers la membrane. Les relations entre les mesures brutes  $\varepsilon_{xx}^{ln}$  et  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$  et les mesures indirectes  $V$ ,  $S$ ,  $\Delta C$  et  $J$  sont détaillées ci-dessous.

### Détermination de $V$ et $S$

En considérant la membrane parfaitement cylindrique, son volume interne  $V$  est donné par l'expression suivante :

$$V \approx \pi \frac{D^2}{4} h \quad (30)$$

et la surface  $S$  de membrane par :

$$S \approx \pi D h \quad (31)$$

avec  $D$ , le diamètre courant du tube membranaire, et  $h$  sa hauteur entre les bouchons. Si  $V_0$  et  $S_0$  sont respectivement le volume interne et la surface de membrane avant le début du processus osmotique, on peut introduire une déformation volumique  $\varepsilon_V^{ln}$  et une déformation surfacique  $\varepsilon_S^{ln}$ , définies comme suit :

$$\varepsilon_V^{ln} = \ln \left( \frac{V}{V_0} \right) = 2 \ln \left( \frac{D}{D_0} \right) + \ln \left( \frac{h}{h_0} \right) = 2\varepsilon_{\theta\theta}^{ln} + \varepsilon_{xx}^{ln} \quad (32)$$

et

$$\varepsilon_S^{ln} = \ln \left( \frac{S}{S_0} \right) = \ln \left( \frac{D}{D_0} \right) + \ln \left( \frac{h}{h_0} \right) = \varepsilon_{\theta\theta}^{ln} + \varepsilon_{xx}^{ln} \quad (33)$$

avec  $D_0$  et  $h_0$  respectivement le diamètre du tube et sa hauteur avant l'essai. On peut alors écrire :

– L'expression du volume  $V_i$  à l'acquisition  $i$  :

$$V_i = V_0 e^{\varepsilon_V^{ln}} = V_0 e^{2\varepsilon_{xx_i}^{ln} + \varepsilon_{\theta\theta_i}^{ln}} \quad (34)$$

– L'expression de la surface  $S_i$  à l'acquisition  $i$  :

$$S_i = S_0 e^{\varepsilon_S^{ln}} = S_0 e^{\varepsilon_{xx_i}^{ln} + \varepsilon_{\theta\theta_i}^{ln}} \quad (35)$$

avec  $\varepsilon_{xx_i}^{ln}$  et  $\varepsilon_{\theta\theta_i}^{ln}$  les déformations logarithmiques longitudinale et circonférentielle à l'acquisition  $i$ .

### Détermination de la concentration instantanée

En faisant l'hypothèse d'un débit de soluté  $J_s$  nul, au cours de l'augmentation du volume de la membrane, la concentration en saccharose à l'intérieur diminue uniquement par dilution. Connaissant le volume à chaque acquisition, il est possible d'estimer la variation de la concentration due à l'augmentation du volume :

$$\Delta C_i = \Delta C_0 \frac{V_0}{V_i} \quad (36)$$

### Détermination du débit instantané

Le débit à l'acquisition  $i$ , noté  $J_i$  est quant à lui déterminé à partir de la connaissance du volume  $V$  et de la surface  $S$  à l'acquisition  $i$  et  $i + 1$  par la relation :

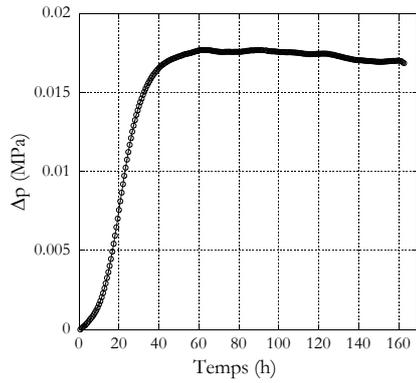
$$J_i = \frac{V_{i+1} - V_i}{(t_{i+1} - t_i) S_i} \quad (37)$$

avec  $t_i$  le temps à l'acquisition  $i$ .

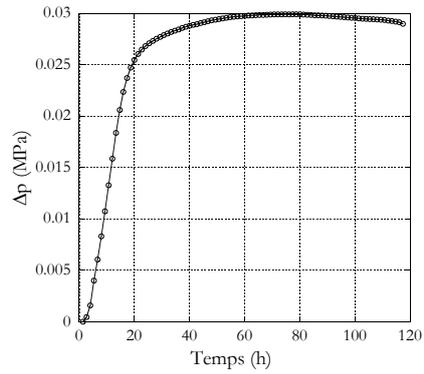
Ainsi, grâce à l'instrumentation mise en place sur l'essai de gonflement, il est possible d'estimer à chaque instant toutes les variables de l'équation (25). Étant donnée la quasi-imperméabilité de la membrane au saccharose, mise en évidence grâce aux expériences à débit quasi-nul (§ 2.3.2), la connaissance de l'ensemble de ces variables à deux instants suffit alors à déterminer les deux paramètres intrinsèques au système osmotique étudié,  $\sigma$  et  $L_p$ .

### 2.3.4.2 Résultats

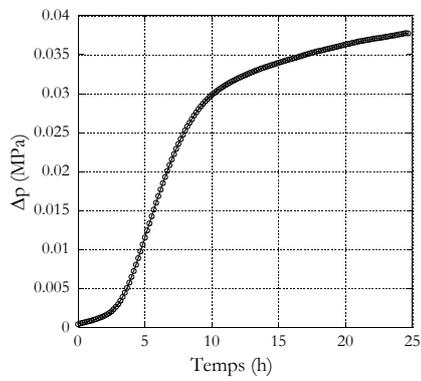
Chacun des graphes 41 à 45 présente l'évolution temporelle d'une grandeur mesurée, pour chacune des six différences de concentration initiales  $\Delta C_0$  du tableau 3, au cours de l'essai de gonflement. La figure 41 présente l'évolution de la pression  $\Delta p$  à l'intérieur de la membrane en fonction du temps. La figure 42 illustre la variation temporelle des déformations logarithmiques axiales  $\varepsilon_{xx}^{ln}$  et circonférentielles  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$ . La figure 43 récapitule, avec une même échelle de temps, les résultats des figures 41 et 42, le graphe (a) représentant l'évolution temporelle de la pression, les graphes (b) et (c), respectivement, celles de la déformation logarithmique circonférentielle  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$  et de la déformation logarithmique axiale  $\varepsilon_{xx}^{ln}$ . La figure 44 montre l'évolution de la concentration en saccharose dans la membrane  $\Delta C$  en fonction du temps. Enfin, les graphes de la figure 45 illustrent la variation du débit instantané  $J$  en fonction du temps.



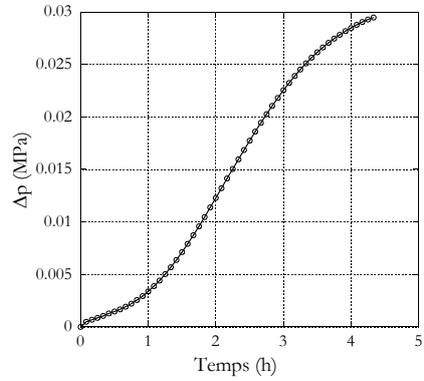
(a)  $\Delta C_0 = 0,01 \text{ mol.l}^{-1}$



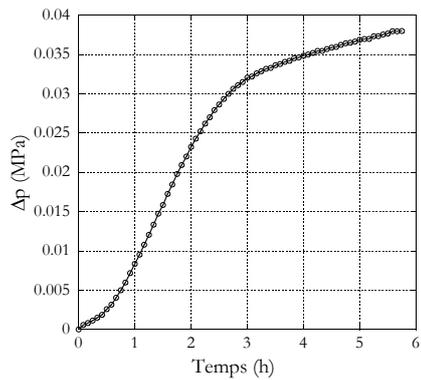
(b)  $\Delta C_0 = 0,02 \text{ mol.l}^{-1}$



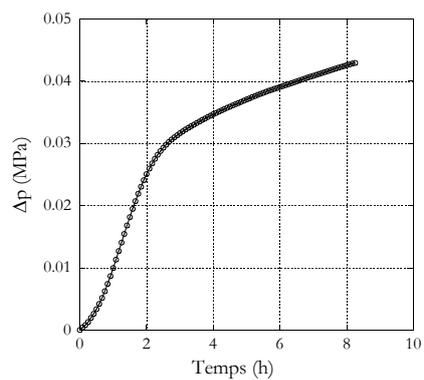
(c)  $\Delta C_0 = 0,05 \text{ mol.l}^{-1}$



(d)  $\Delta C_0 = 0,1 \text{ mol.l}^{-1}$

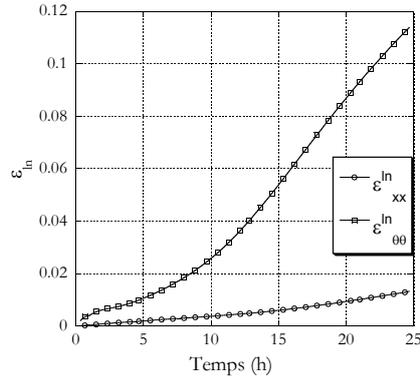


(e)  $\Delta C_0 = 0,15 \text{ mol.l}^{-1}$

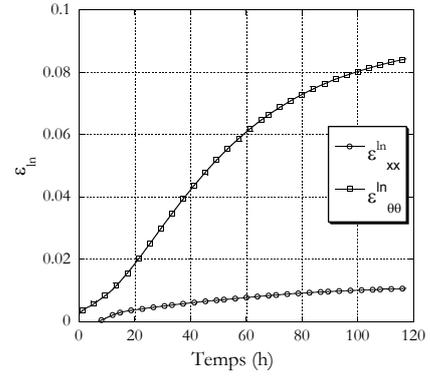


(f)  $\Delta C_0 = 0,2 \text{ mol.l}^{-1}$

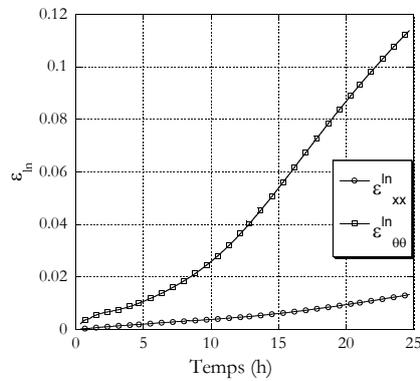
FIG. 41: Dispositif de gonflement de membrane représenté figure 34 : variation de la pression en fonction du temps pour six différences de concentration initiales  $\Delta C_0$  testées



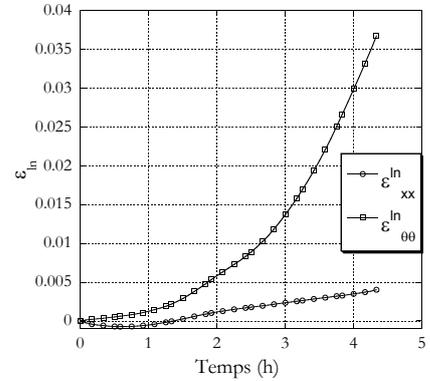
(a)  $\Delta C_0 = 0,01 \text{ mol.l}^{-1}$



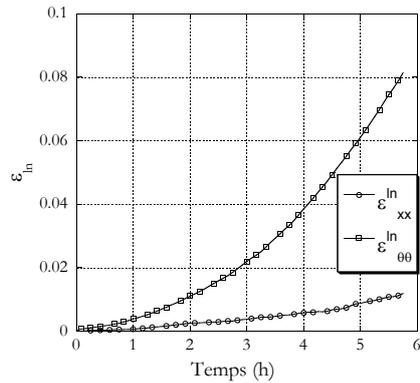
(b)  $\Delta C_0 = 0,02 \text{ mol.l}^{-1}$



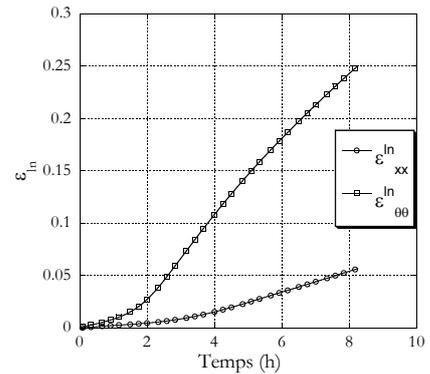
(c)  $\Delta C_0 = 0,05 \text{ mol.l}^{-1}$



(d)  $\Delta C_0 = 0,1 \text{ mol.l}^{-1}$

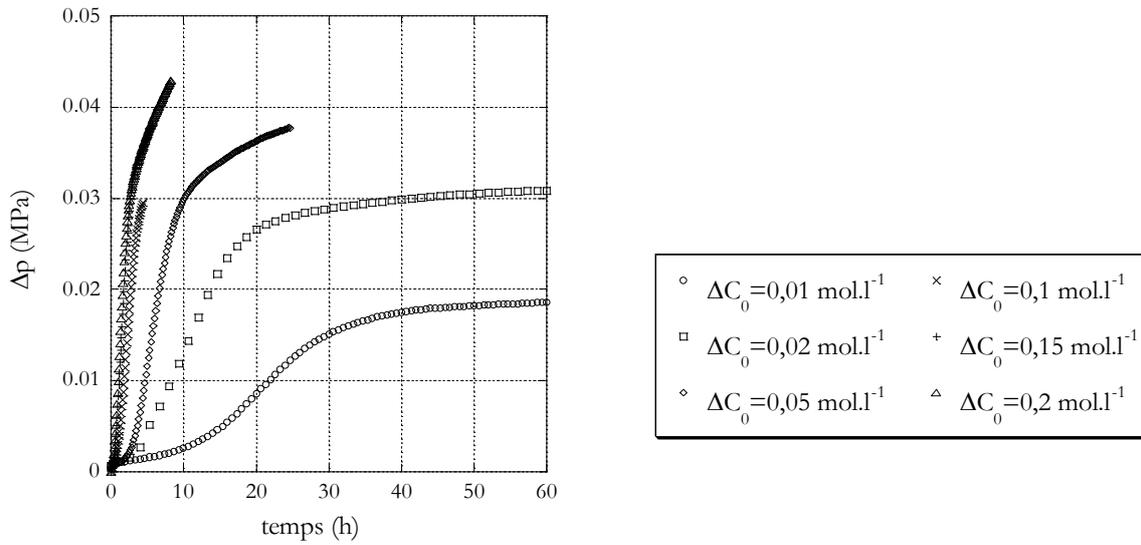


(e)  $\Delta C_0 = 0,15 \text{ mol.l}^{-1}$

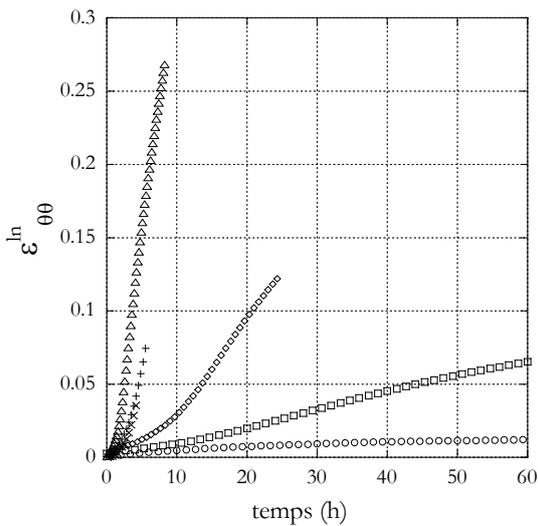


(f)  $\Delta C_0 = 0,2 \text{ mol.l}^{-1}$

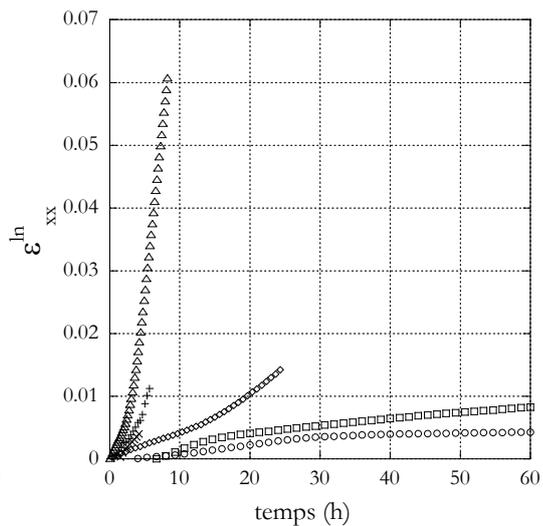
FIG. 42: Essai de gonflement : variation des déformations logarithmiques axiales  $\varepsilon_{xx}^{ln}$  et circonférentielles  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$  en fonction du temps pour les six différences de concentration initiales  $\Delta C_0$  testées



(a)



(b)

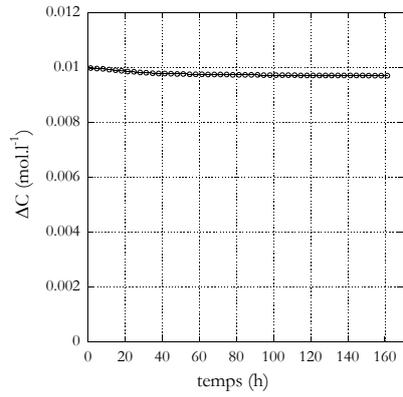


(c)

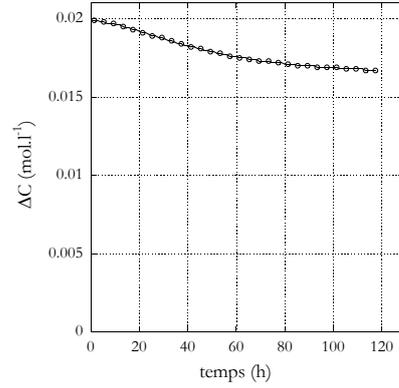
FIG. 43: Essai de gonflement : influence de la différence de concentration initiale sur les mesures temporelles de pression et de déformation. Sur chaque graphe, les résultats pour des différences de concentration initiales  $\Delta C_0$  de 0,2 à 0,01  $\text{mol.l}^{-1}$  sont représentés. (a) Évolution de la pression dans la membrane en fonction du temps. (b) et (c) Évolutions des déformations logarithmiques circonférentielle  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$  et axiale  $\varepsilon_{xx}^{ln}$  en fonction du temps.

Ces figures permettent de faire les observations suivantes :

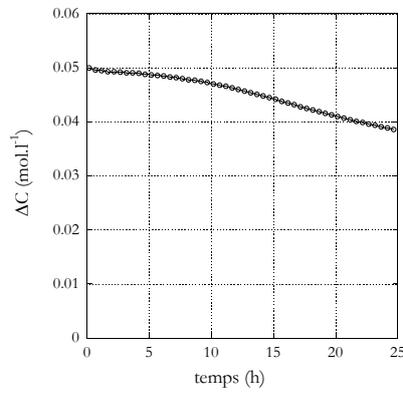
- la première constatation concerne le rôle important de la concentration initiale  $\Delta C_0$  sur l'ensemble des résultats. Une augmentation de  $\Delta C_0$  engendre principalement deux consé-



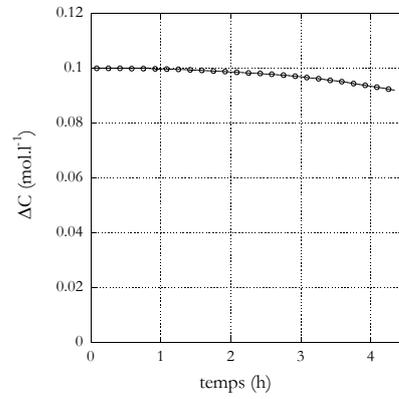
(a)  $\Delta C_0 = 0,01 \text{ mol.l}^{-1}$



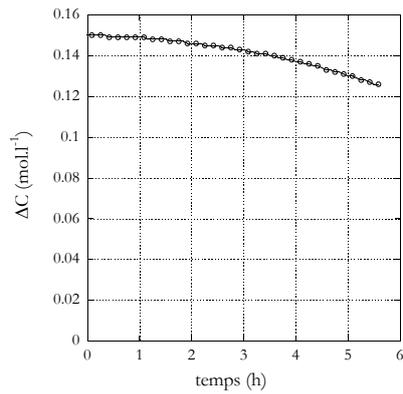
(b)  $\Delta C_0 = 0,02 \text{ mol.l}^{-1}$



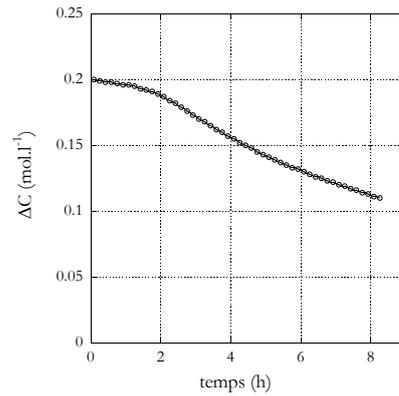
(c)  $\Delta C_0 = 0,05 \text{ mol.l}^{-1}$



(d)  $\Delta C_0 = 0,1 \text{ mol.l}^{-1}$



(e)  $\Delta C_0 = 0,15 \text{ mol.l}^{-1}$



(f)  $\Delta C_0 = 0,2 \text{ mol.l}^{-1}$

FIG. 44: Essai de gonflement : courbes d'évolution de la concentration en saccharose dans la membrane  $\Delta C$  en fonction du temps  $t$  pour les six  $\Delta C_0$  testés.

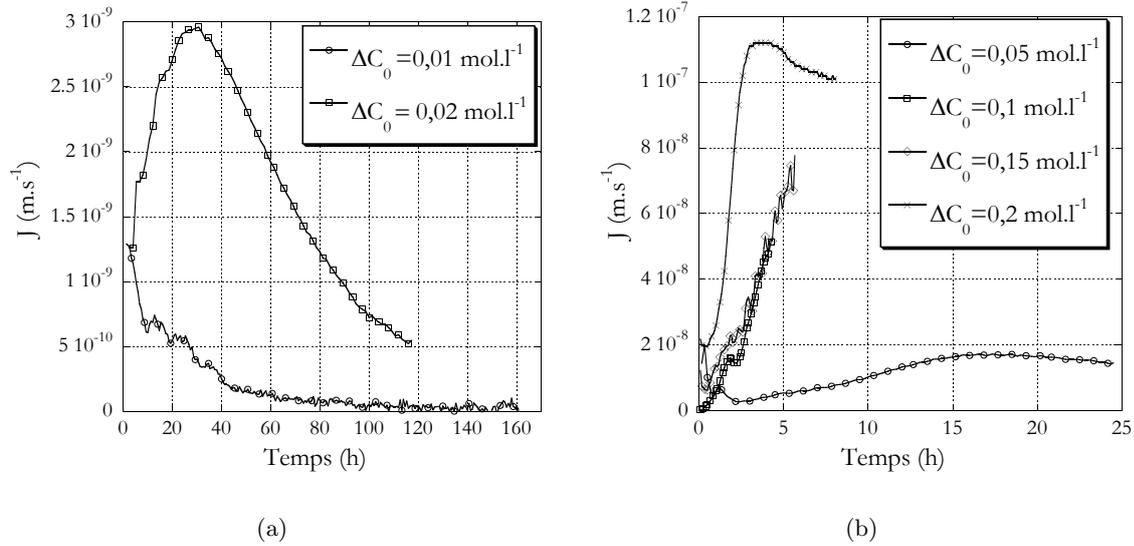


FIG. 45: Essai de gonflement : courbe d'évolution du débit entrant dans la membrane  $J$  en fonction du temps  $t$  pour les différences de concentrations initiales de  $0,01 \text{ mol}\cdot\text{l}^{-1}$  et  $0,02 \text{ mol}\cdot\text{l}^{-1}$  (graphe (a)), et pour  $\Delta C_0 = 0,05$ ;  $0,1$ ;  $0,15$  et  $0,2 \text{ mol}\cdot\text{l}^{-1}$  (graphe (b)).

quences : elle accélère les cinétiques de variation des grandeurs mesurées et augmente les amplitudes de ces variations. Ces deux influences sont nettement visibles sur les variations de  $\Delta p$ , de  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$ , de  $\varepsilon_{xx}^{ln}$  (figure 43) et de  $\Delta C$  (figure 44) ou sur l'évolution du débit  $J$  (figure 45) au cours du temps.

– on observe en second point que deux régimes de comportement différents se dégagent de ces résultats :

\* le premier concerne les résultats d'essais à différence de concentration initiale inférieure ou égale à  $0,02 \text{ mol}\cdot\text{l}^{-1}$ . Pour les essais réalisés dans ces conditions, on observe une augmentation puis une stabilisation de la pression  $\Delta p$  et des déformations  $\varepsilon^{ln}$ , tandis que la différence de concentration  $\Delta C$  commence par diminuer, avant de se stabiliser. Pour ces deux essais, on peut considérer qu'en fin d'essai le débit  $J$  est quasi-nul (cf. figure 45).

\* le second est observé pour des différences de concentration initiales  $\Delta C_0$  supérieures à  $0,02 \text{ mol}\cdot\text{l}^{-1}$ . Dans ce cas, on remarque une augmentation continue de la pression  $\Delta p$  et des déformations  $\varepsilon^{ln}$ , associée à une diminution également continue de la différence de concentration  $\Delta C$ . Avec ces différences de concentration initiales  $\Delta C_0$ , on observe, à terme, la rupture de la membrane. Notons que le débit  $J$  ne s'annule alors jamais.

### 2.3.4.3 Identification des paramètres $\sigma$ et $L_p$

Connaissant désormais l'évolution de l'ensemble des variables définissant le système osmotique, le coefficient d'interaction  $\sigma$  est tout d'abord déterminé lorsque le flux surfacique  $J$  s'annule. Dans un second temps, la perméabilité  $L_p$  de la membrane est déterminée.

#### Détermination du coefficient d'interaction $\sigma$

D'après la relation (25), lorsque le débit  $J$  est considéré comme nul, on peut écrire :

$$\sigma = \frac{\Delta p}{\Delta CRT} \quad (38)$$

Cette situation se produit pour les essais où  $\Delta C_0$  est inférieure à  $0,02 \text{ mol.l}^{-1}$ .

Pour les deux essais concernés les résultats sont reportés dans le tableau 4. Malgré une

$T$ (K)	$\Delta C_0$ (mol.l <sup>-1</sup> )	$\Delta p$ (MPa)	$\Delta C$ (mol.l <sup>-1</sup> )	$\sigma$	$\varepsilon_S^{ln}$
291	0,01	0,018	0,0097	0,72	0,016
291	0,02	0,03	0,017	0,72	0,095

TAB. 4: Tableau récapitulatif des coefficients d'interaction  $\sigma$  et de  $\Delta p$  et  $\Delta C$  nécessaires à son estimation, estimation réalisée à l'instant supposé où le débit  $J$  s'annule, pour les essais à  $\Delta C_0 = 0,01$  et  $0,02 \text{ mol.l}^{-1}$ . Les déformations surfaciques  $\varepsilon_S^{ln}$  à cet instant sont également reportées.

différence de déformation surfacique  $\varepsilon_S^{ln}$  notable entre ces deux essais (cf. tableau 4), les deux mesures du coefficient  $\sigma$  peuvent être considérées égales, et proches de la valeur mesurée grâce à l'essai d'osmose à débit  $J$  quasi-nul (cf. § 2.3.2 où  $\sigma = 0,77 \pm 0,05$ ). Par la suite, on supposera raisonnablement que  $\sigma$  est constant sur l'ensemble des déformations surfaciques  $\varepsilon_S^{ln}$  comprises entre 0 et 0,1, et vaut la moyenne des trois mesures effectuées :

$$\sigma = 0,74$$

### Perméabilité $L_p$ de la membrane-corrélation

Toujours d'après la relation (25), la perméabilité de la membrane au solvant  $L_p$  s'écrit :

$$L_p = \frac{J}{\sigma \Delta CRT - \Delta p} \quad (39)$$

D'après ce qui précède, toutes les grandeurs du membre de droite de (39) sont connues, au moins lorsque la déformation surfacique  $\varepsilon_S^{ln}$  est comprise entre 0 et 0,1 (cf. § précédent). Le graphe 46 représente ainsi les évolutions de  $L_p$  en fonction de  $\varepsilon_S^{ln}$  pour tous les essais réalisés. Malgré le bruit et les dispersions assez importantes des résultats reportés, on observe qu'à déformation nulle, les différents essais donnent des valeurs de perméabilité  $L_{p0}$  relativement proches, dont la moyenne est approximativement de  $4 \cdot 10^{-14} \text{ m}^3 \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{N}^{-1}$ . Cette valeur est en bon accord avec celle mesurée au paragraphe 2.3.3 ( $L_p = 5,8 \cdot 10^{-14} \pm 1,3 \cdot 10^{-14} \text{ m}^3 \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{N}^{-1}$ ), où la pression  $\Delta p$  et la déformation de la membrane étaient quasi-nulles.

On observe également une forte évolution de la perméabilité  $L_p$  en fonction de  $\varepsilon_S^{ln}$ . Sur le graphe, cette tendance est mise en évidence par les deux courbes en pointillés, bornant grossièrement les résultats et leur moyenne en trait plein. Ainsi, lorsque la déformation surfacique  $\varepsilon_S^{ln}$  atteint 0,1 la perméabilité est multipliée par 10.

### 2.3.5 En résumé

Cette étude a permis de caractériser le comportement osmotique de la membrane semi-perméable vis-à-vis des fluides du système osmotique modèle. Grâce aux essais réalisés à débit quasi-nul, un coefficient d'interaction  $\sigma$  de la membrane aux solutions en présence, pour un faible état de déformation de la membrane, a tout d'abord été identifié. Les essais réalisés à pression quasi-nulle ont ensuite permis la détermination de la perméabilité  $L_p$  à l'eau, et ce pour une déformation de membrane quasi-nulle.

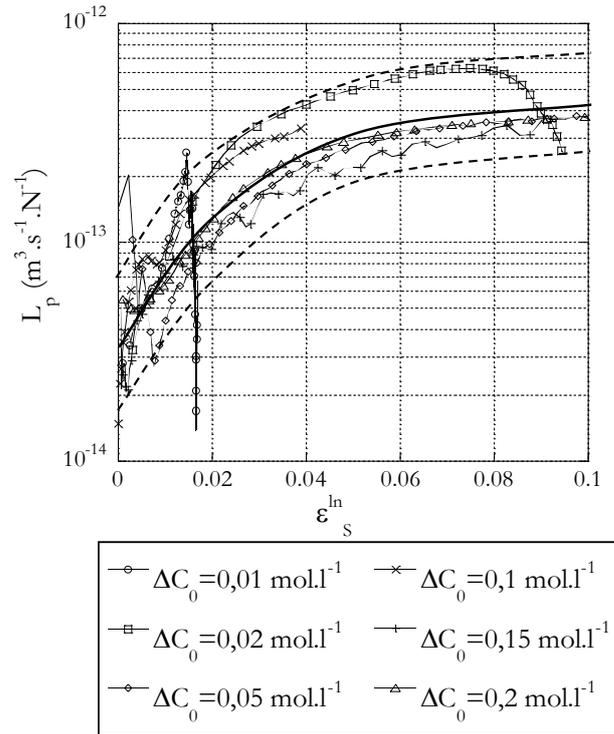


FIG. 46: Évolution de la perméabilité de la membrane au solvant  $L_p$  en fonction de la déformation surfacique  $\varepsilon_S^{\ln}$ , pour les six essais réalisés. Sont également représentés la courbe moyenne (trait gras continu) et les bornes de l'intervalle de tolérance (traits gras discontinus).

Dans un second temps, l'essai de gonflement a permis de mettre en avant le fait que si le coefficient  $\sigma$  pouvait être considéré constant sur une large plage de déformations de membrane, il n'en est pas de même pour la perméabilité au solvant de cette membrane  $L_p$  qui augmente franchement quand la déformation surfacique passe de 0 à 0,1.

## 2.4 Caractérisation du comportement mécanique de la membrane

L'étude du comportement mécanique d'une endoprothèse pour anévrisme aortique dotée d'un joint gonflable par osmose nécessite la connaissance du comportement mécanique de la membrane semi-perméable qui constitue le joint. Nous avons vu que cette membrane est fragile et perd ses caractéristiques une fois séchée. L'étude de son comportement mécanique doit donc être réalisée en milieu aqueux.

Outre la caractérisation des performances osmotiques (cf. § précédent), l'essai de gonflement par osmose d'un tronçon de membrane permet de solliciter mécaniquement la membrane dans de bonnes conditions. Ce paragraphe présente les principaux résultats obtenus en ce sens.

### 2.4.1 Influence de la concentration initiale / vitesse de sollicitation

La réalisation d'essais pour plusieurs  $\Delta C_0$  permet de solliciter la membrane avec des cinétiques différentes, comme le montrent les graphes des figures 42 ou 43 (b) et (c). Les vitesses de

déformation logarithmiques circonférentielles moyennes  $\dot{\varepsilon}_{\theta\theta}^{ln}$ , estimées à partir de ces graphes, sont reportées dans le tableau 5.

$\Delta C_0 (mol.l^{-1})$	0,01	0,02	0,05	0,1	0,15	0,2
$\dot{\varepsilon}_{\theta\theta}^{ln} (s^{-1})$	$2,1 \cdot 10^{-8}$	$2,00 \cdot 10^{-7}$	$1,3 \cdot 10^{-6}$	$2,4 \cdot 10^{-6}$	$4 \cdot 10^{-6}$	$8,4 \cdot 10^{-6}$

TAB. 5: Estimation des vitesses de déformation circonférentielles moyennes  $\dot{\varepsilon}_{\theta\theta}^{ln}$  obtenues à partir des courbes des figures 42 ou 43 (b) et (c).

Si l'on observe presque trois ordres de grandeurs entre les vitesses de déformation extrêmes de la plage de  $\Delta C_0$  testée, on note également que ces vitesses de déformation sont très faibles.

Les graphes (a) et (b) de la figure 47 représentent l'évolution de la différence de pression en fonction de la déformation logarithmique circonférentielle  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$  pour les six valeurs de différence de concentration initiale  $\Delta C_0$ . Le graphe (a) représente les déformations sur l'ensemble de la plage testée alors que le graphe (b) se focalise sur l'intervalle  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln} \in [0; 0, 2]$ .

Un matériau présente des effets visqueux si sa réponse mécanique est sensible à la vitesse de sollicitation. Cela se traduit, pour un niveau de déformation donné, par une augmentation du niveau de contrainte au sein du matériau avec l'augmentation de la vitesse de déformation, comme l'illustre le graphe schématique de la figure 47 (c).

Sur les graphes (a) et (b) de la figure 47, qui représentent les résultats des six essais de gonflement étudiés, il n'est pas possible de mettre clairement en évidence une dépendance des niveaux de contraintes en fonction des vitesses de déformation sur la gamme des  $\Delta C_0$  testées. Pour l'identification du comportement mécanique de la membrane, on fera donc l'hypothèse d'un matériau exempt de sensibilité à la vitesse de déformation, donc présentant un comportement uniquement élastique et/ou plastique.

### 2.4.2 Conséquence sur le dépouillement des essais : cadre hypoélastique

Les résultats expérimentaux précédents ont montré que les effets de viscosité n'étaient pas probants pour le matériau étudié, tout au moins dans la gamme de vitesses de déformation testée. Aussi nous allons tenter d'interpréter ces résultats dans le cadre d'un schéma purement hypoélastique. Un milieu continu est dit hypoélastique s'il existe une relation linéaire entre le taux de contrainte  $\underline{\underline{\dot{\sigma}}}$  et le taux de déformation  $\underline{\underline{\dot{\varepsilon}}}$ . Cela peut s'exprimer par la relation tensorielle suivante :

$$\underline{\underline{\dot{\sigma}}} = \underline{\underline{C}}_t(\underline{\underline{\varepsilon}}) : \underline{\underline{\dot{\varepsilon}}} \quad (40)$$

où  $\underline{\underline{C}}_t$  est le tenseur d'élasticité tangent de la membrane (ce tenseur est d'ordre 4).

En outre, on supposera le matériau isotrope. Ceci est une hypothèse forte. Néanmoins, les essais réalisés ne permettent pas de confirmer ou d'infirmer cette hypothèse. Des essais sous sollicitations mécaniques complémentaires seraient nécessaires pour trancher sur cette question.

Dans ces conditions, la matrice  $\underline{\underline{C}}_t$  comporte alors uniquement deux coefficients et l'on peut écrire :

$$\underline{\underline{\dot{\sigma}}} = \frac{1 + \nu_t(\underline{\underline{\varepsilon}})}{E_t(\underline{\underline{\varepsilon}})} \underline{\underline{\dot{\sigma}}} - \frac{\nu_t(\underline{\underline{\varepsilon}})}{E_t(\underline{\underline{\varepsilon}})} trace(\underline{\underline{\dot{\sigma}}}) \underline{\underline{\delta}} \quad (41)$$

où  $\nu_t$  et  $E_t$  désignent respectivement le coefficient de Poisson tangent et le module d'élasticité tangent en un état de déformation donné.

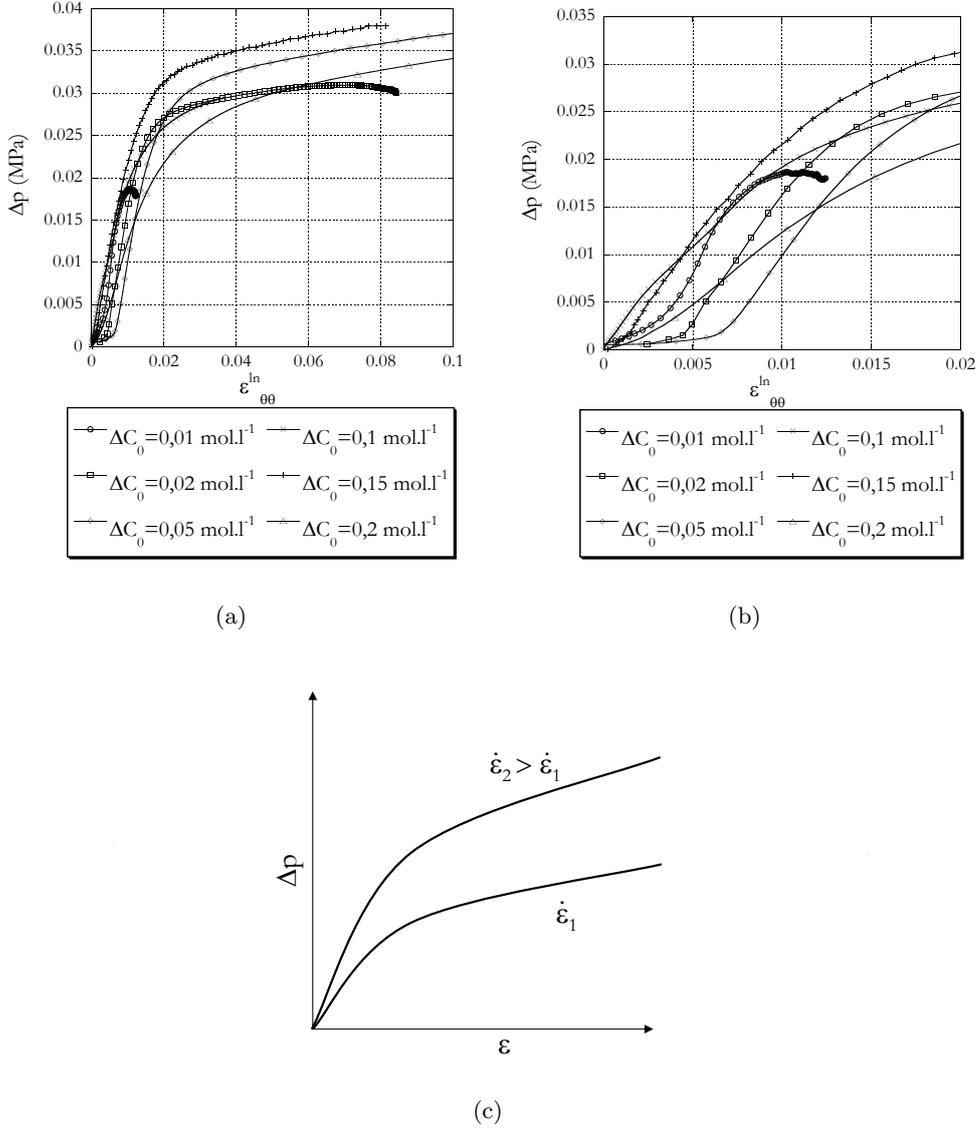


FIG. 47: Évolution de la pression  $\Delta p$  en fonction de la déformation logarithmique. (a) et (b)  $\Delta p$  en fonction de  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$  pour les six  $\Delta C_0$  testés. Le graphe (b) est un zoom du graphe (a) sur les faibles déformations. (c) évolution typique pour un matériau présentant des effets visqueux.

De la relation tensorielle (41) découlent les relations suivantes, dans les trois directions principales de la membrane :

$$d\varepsilon_{\theta\theta}^{ln} = \frac{1}{E_t} (d\sigma_{\theta\theta} - \nu_t (d\sigma_{xx} + d\sigma_{rr})) \quad (42)$$

$$d\varepsilon_{xx}^{ln} = \frac{1}{E_t} (d\sigma_{xx} - \nu_t (d\sigma_{\theta\theta} + d\sigma_{rr})) \quad (43)$$

$$d\varepsilon_{rr}^{ln} = \frac{1}{E_t} (d\sigma_{rr} - \nu_t (d\sigma_{\theta\theta} + d\sigma_{xx})) \quad (44)$$

où les  $d\varepsilon$  et les  $d\sigma$  représentent les variations de  $\underline{\underline{\varepsilon}}$  et  $\underline{\underline{\sigma}}$  entre  $t$  et  $t + dt$ .

Le dépouillement des résultats d'essais utilisant ce cadre hypoélastique va nous permettre d'analyser plus précisément les résultats présentés sur les graphes (b) et (c) de la figure 47.

### 2.4.3 Module et coefficient de Poisson tangents

Après un lissage nécessaire des mesures expérimentales (§ 2.4.3.1), les relations (42) et (43) permettent, à partir de la connaissance du champ de déformation (figure 47), et d'une relation entre  $\sigma_{\theta\theta}$  et  $\sigma_{xx}$  (§ 2.4.3.2), la détermination du coefficient de Poisson tangent  $\nu_t$  (§ 2.4.3.3) et du module d'élasticité tangent  $E_t$  (§ 2.4.3.4).

#### 2.4.3.1 Lissage des données expérimentales

Pour évaluer les grandeurs tangentes  $\nu_t$  et  $E_t$  sur les mesures expérimentales brutes, un lissage des courbes brutes par la méthode de la moyenne mobile a été effectué. Cette méthode présente l'avantage d'être facile à mettre en oeuvre. Pour chaque valeur  $y_i$  d'une série en comptant  $p$ ,  $i$  appartenant à  $[0, p]$ , une nouvelle valeur  $y_i^{lissée}$  est calculée comme suit :

$$y_i^{lissée} = \frac{1}{2n + 1} (y(i + n) + y(i + n - 1) + \dots + y(i - n)) \quad (45)$$

où  $2n + 1$  est le nombre de points à considérer pour le calcul de la moyenne mobile,  $y_i$  est la valeur mesurée d'indice  $i$  et  $y_i^{lissée}$  est la valeur lissée correspondante.  $2n + 1$  est judicieusement choisi pour que les résultats lissés conserve les variations d'origine physique présentes sur les résultats bruts, tout en atténuant les variations dues au bruit de mesure. Vers les deux bornes de la plage de mesure,  $n$  est nécessairement diminué jusqu'à 0. Ainsi, les deux points extrêmes ne sont pas lissés du tout.

A partir de l'essai de gonflement, présenté au paragraphe 1.5, sont mesurées les trois grandeurs nécessaires à l'étude du comportement mécanique et osmotique du système ; la pression  $\Delta p$  à l'intérieur de la membrane et les déformations logarithmiques axiales  $\varepsilon_{xx}^{ln}$  et circonférentielles  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$ . Chacune de ces trois grandeurs a ainsi été soumise à l'algorithme de lissage par moyenne mobile. Le paramètre de calcul  $n$  a été choisi en tenant compte des variations des grandeurs mesurées ainsi que du nombre moyen d'acquisitions par essai. Il a été fixé à 9. La figure 48 présente les résultats d'un essai réalisé avec une différence de concentration initiale  $\Delta C_0 = 0,02$  mol.l<sup>-1</sup>. Les variations de pression dans la membrane et de déformation logarithmique dans les deux directions de mesure sont présentées. Les valeurs brutes de ces mesures sont comparées aux valeurs lissées. On remarque que le lissage préserve les grandes tendances de variation tout en atténuant les petites fluctuations, attribuées aux bruits de mesure.

#### 2.4.3.2 Détermination du champ de contraintes

Lors de l'essai de gonflement, la pression interne est l'unique information disponible relative à la sollicitation mécanique. Nous avons vu au § 1.5.5 que, loin des encastresments, le champ de déformation pouvait être considéré homogène. On peut alors faire l'hypothèse que la membrane reste parfaitement cylindrique. La figure 49 schématise un tel tronçon de la membrane sous contraintes. Le matériau est soumis à une sollicitation mécanique par le biais de la pression interne  $\Delta p$ , qui s'exerce sur la paroi cylindrique mais aussi sur les extrémités bouchées. Une traction est ainsi exercée par les bouchons sur la membrane. Cette membrane est donc soumise

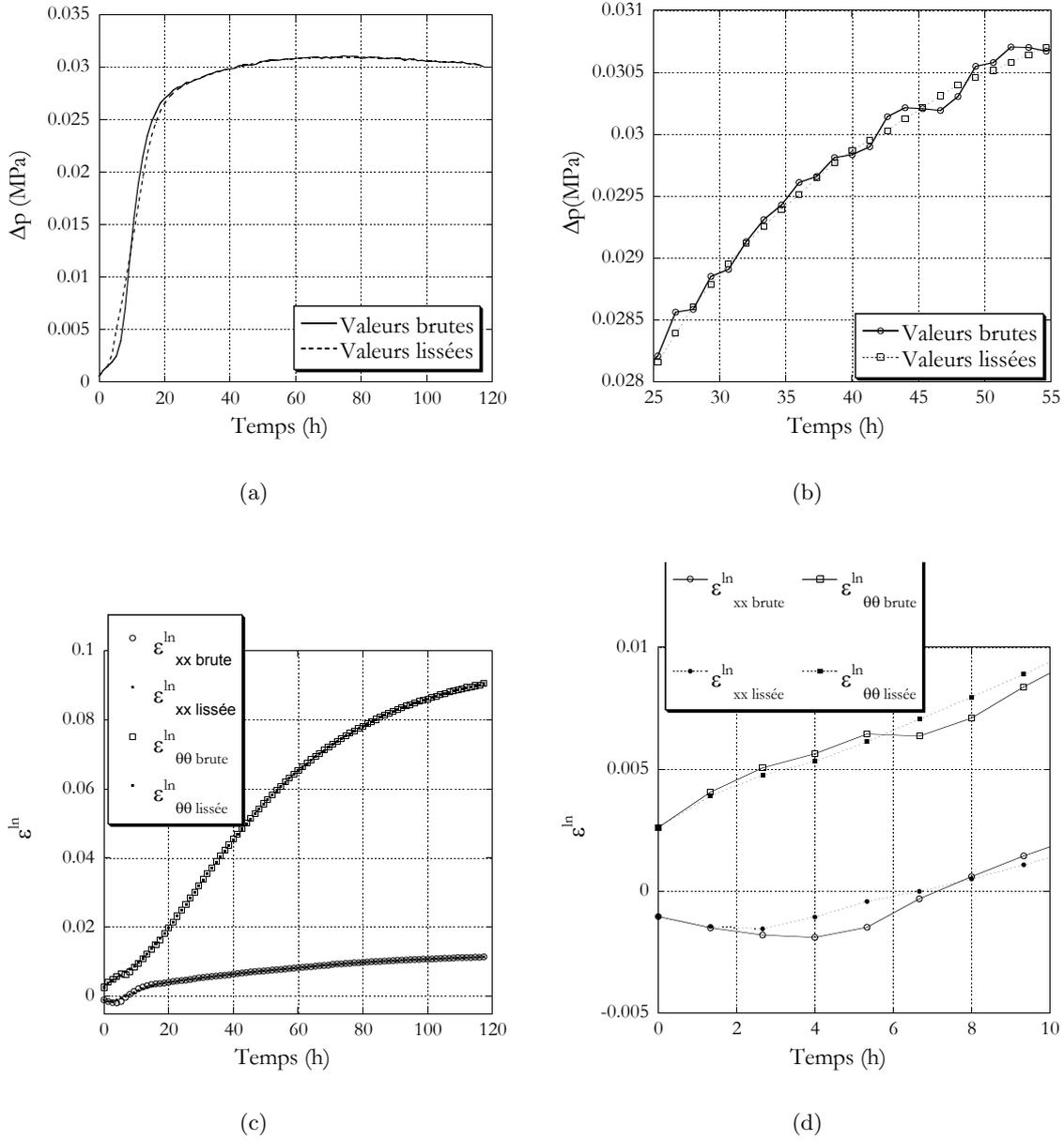


FIG. 48: Mise en évidence de l'effet du lissage sur les grandeurs mesurées au cours d'un essai à  $\Delta C_0 = 0,02 \text{ mol.l}^{-1}$ , avec comme paramètre de lissage,  $n = 9$ . Le graphe (a) représente la variation de pression au cours du temps. En rouge sont représentées les valeurs brutes de la mesure et en bleu les valeurs après lissage. Le graphe (b), identique au (a), met en valeur la différence entre les deux courbes sur un domaine restreint de temps. Le graphe (c) représente les variations des déformations logarithmiques longitudinales  $\varepsilon_{xx}^{ln}$  et circonférentielles  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$  brutes (cercles) et lissées (ronds). De la même façon, le graphe (d) se focalise sur un domaine restreint de temps pour mettre en valeur l'influence du lissage.

à un état de contraintes mécaniques triaxial, dont les directions principales sont l'axe du cylindre  $\underline{e}_x$ , la direction radiale à l'axe  $\underline{e}_r$  et la direction circonférentielle  $\underline{e}_\theta$ , identifiées sur la figure 49.

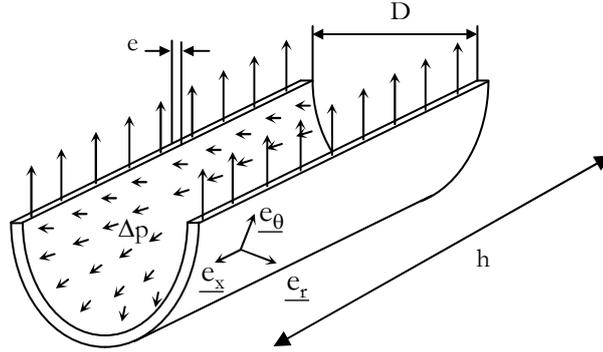


FIG. 49: Schématisation d'un tronçon de membrane, supposé parfaitement cylindrique, dans un repère cylindrique ( $e_r, e_\theta, e_x$ ) avec  $e_r$ , la direction radiale,  $e_\theta$ , la direction circonférentielle et  $e_x$ , la direction longitudinale.

L'épaisseur étant très faible par rapport aux autres dimensions ( $\frac{D}{2e} > 100$ ), les contraintes axiales et circonférentielles peuvent ainsi être supposées homogènes dans l'épaisseur du matériau. Grâce à l'hypothèse de cylindricité, la contrainte longitudinale peut être déterminée à partir de la pression, de la surface de la section du tube et de la surface de reprise de l'effort dans cette direction, c'est à dire la surface d'une section cylindrique de la membrane par son périmètre. La contrainte circonférentielle est calculée par la force exercée par la pression sur la paroi du demi cylindre et reprise par la section d'un cylindre creux coupé selon son axe. On obtient ainsi les expressions suivantes :

$$\sigma_{xx} = \frac{\Delta p D}{4e} \quad (46)$$

$$\sigma_{\theta\theta} = \frac{\Delta p D}{2e} \quad (47)$$

Où  $\Delta p$  est la pression interne,  $D$  le diamètre de la membrane, et  $e$  son épaisseur. La contrainte radiale, quant à elle, décroît dans l'épaisseur de la membrane, d'une valeur égale à la pression interne sur la surface interne à une valeur nulle à la surface externe de la membrane. L'épaisseur de la membrane étant très faible devant son diamètre, la contrainte radiale est au minimum cent fois inférieure à la plus petite des deux autres contraintes principales. Ainsi, elle sera négligée. La membrane peut donc être considérée sollicitée en contraintes planes et biaxiales :

$$\underline{\underline{\sigma}} \approx \frac{\Delta p D}{4e} (e_x \otimes e_x + 2e_\theta \otimes e_\theta) \quad (48)$$

### 2.4.3.3 Coefficient de Poisson tangent

La mesure de la déformation dans les deux directions du plan et la connaissance du rapport des contraintes entre ces deux directions suffit à déterminer  $\nu_t$ . En effet, en négligeant  $\sigma_{rr}$  et en formant le rapport entre (42) et (43) on obtient :

$$\frac{d\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}}{d\varepsilon_{xx}^{ln}} = \frac{d\sigma_{\theta\theta} - \nu_t d\sigma_{xx}}{d\sigma_{xx} - \nu_t d\sigma_{\theta\theta}} \quad (49)$$

D'après les équations (46) et (47), on obtient alors :

$$\nu_t = \frac{d\varepsilon_{xx}^{ln} - \frac{d\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}}{2}}{\frac{d\varepsilon_{xx}^{ln}}{2} - d\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}} \quad (50)$$

Si  $i$  est l'indice de l'acquisition de pression et de déformation considéré, la relation (50) se réécrit sous forme incrémentale :

$$\nu_{it} = \frac{\varepsilon_{xx_i}^{ln} - \varepsilon_{xx_{i-1}}^{ln} - \frac{\varepsilon_{\theta\theta_i}^{ln} - \varepsilon_{\theta\theta_{i-1}}^{ln}}{2}}{\frac{\varepsilon_{xx_i}^{ln} - \varepsilon_{xx_{i-1}}^{ln}}{2} - (\varepsilon_{\theta\theta_i}^{ln} - \varepsilon_{\theta\theta_{i-1}}^{ln})} \quad (51)$$

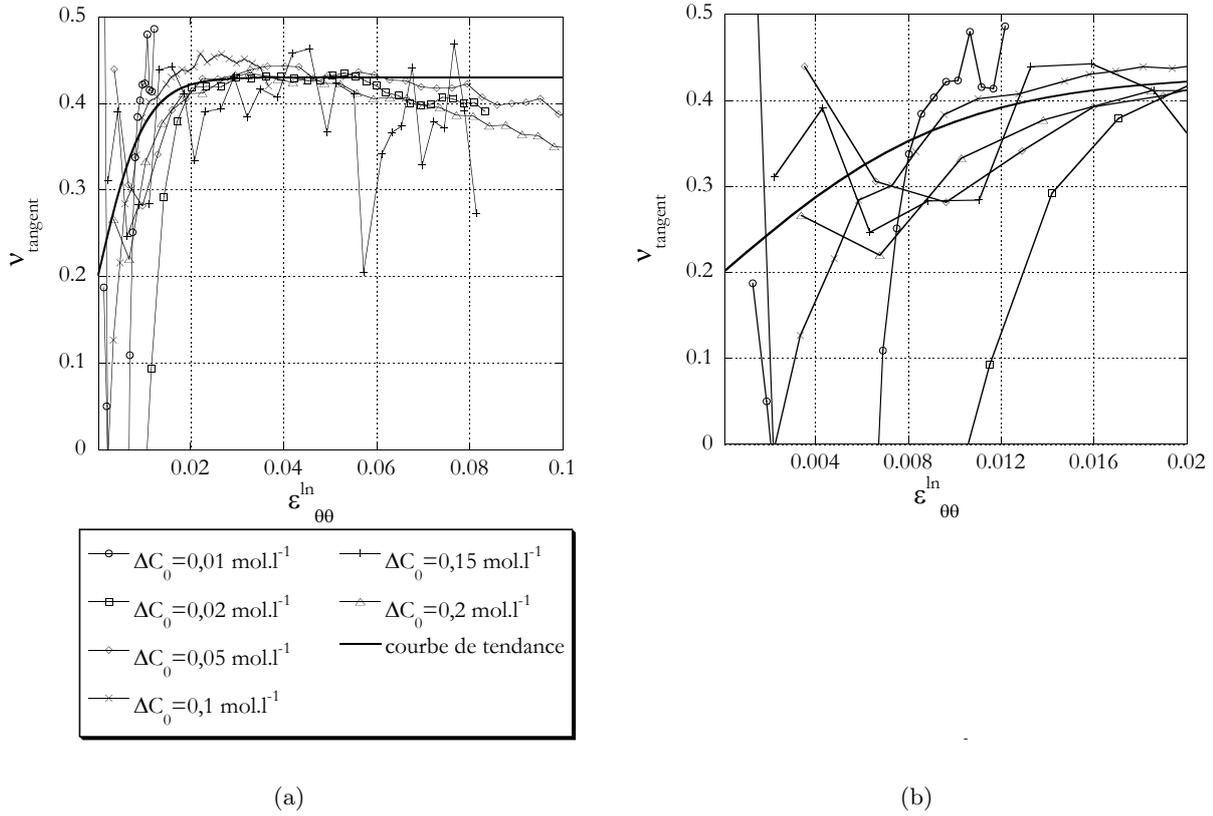


FIG. 50: Évolution du coefficient de Poisson tangent  $\nu_t$  en fonction de la déformation logarithmique circonférentielle  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$ . (a) évolution sur l'ensemble de la plage de  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$ . (b) zoom sur la zone  $0 < \varepsilon_{\theta\theta}^{ln} < 0,02$

La figure 50 trace l'évolution du coefficient de Poisson tangent  $\nu_t$  ainsi déterminé en fonction de la déformation logarithmique circonférentielle  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$  pour les six concentrations testées. On remarque que :

- le coefficient  $\nu_t$  est peu sensible à  $\Delta C_0$  et donc à la vitesse de déformation. Ceci est en accord avec l'hypothèse faite au paragraphe 2.4.1.
- en début de courbe apparaît une importante dispersion, engendrée par des variations parasites des grandeurs mesurées. Ce phénomène s'explique notamment par la difficulté de commencer l'essai avec une membrane tubulaire parfaitement tendue donc cylindrique. Il en découle nécessairement une phase transitoire de mise en tension de la membrane avant que le flux n'engendre une réelle augmentation de la pression. En tentant de superposer aux résultats d'essais une courbe de tendance (en noir sur les graphes) on peut estimer le coefficient de Poisson initial  $\nu_0$  à environ 0,2.
- $\nu_t$  présente une dépendance au niveau de déformation. Il augmente progressivement de 0,2 à 0,43 entre une déformation circonférentielle de 0 et 0,03. A partir de  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln} = 0,06$  environ, il décroît légèrement.

#### 2.4.3.4 Module tangent

Grâce à l'équation (42) ou (43), il est aussi possible de déduire un module d'élasticité tangent, noté  $E_t$ , grâce à l'équation (42) ou (43) :

$$E_t = \frac{1}{d\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}} (d\sigma_{\theta\theta} - \nu_t d\sigma_{xx})$$

ou

$$E_{it} = \frac{1}{\Delta_{i-1}^i \varepsilon_{\theta\theta}^{ln}} (\Delta_{i-1}^i \sigma_{\theta\theta} - \nu_i \Delta_{i-1}^i \sigma_{xx}) \quad (52)$$

Pour pouvoir estimer cette grandeur, il est nécessaire de bien connaître le champ de contraintes à tout instant, qui varie au cours de l'essai. Dans les relations (46) et (47),  $\Delta p$  est directement donné au cours du temps par le capteur de pression. Le diamètre actuel  $D$  est, quant à lui, fonction du diamètre initial  $D_0$  et de la déformation circonférentielle  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$ . L'épaisseur  $e$  est, pour sa part, fonction de l'épaisseur initiale  $e_0$  et de la déformation radiale  $\varepsilon_{rr}^{ln}$ . Ainsi il vient :

$$\sigma_{xx} = \frac{\Delta p D_0 e \varepsilon_{\theta\theta}^{ln}}{4 e_0 e \varepsilon_{rr}^{ln}} \quad (53)$$

$$\sigma_{\theta\theta} = \frac{\Delta p D_0 e \varepsilon_{\theta\theta}^{ln}}{2 e_0 e \varepsilon_{rr}^{ln}} \quad (54)$$

Dans ces deux équations, tous les termes sont connus, hormis la déformation logarithmique radiale  $\varepsilon_{rr}^{ln}$ , qui n'est pas directement mesurable par corrélation d'images. Avec le formalisme hypoélastique présupposé, on peut néanmoins l'évaluer grâce à la connaissance du coefficient de Poisson tangent  $\nu_t$  et des déformations dans les deux directions de la surface de la membrane,  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$  et  $\varepsilon_{xx}^{ln}$ . En effet, des équations (42) et (43) on obtient :

$$d\sigma_{\theta\theta} = \frac{E_t (d\varepsilon_{\theta\theta}^{ln} + \nu_t d\varepsilon_{xx}^{ln})}{1 - \nu_t^2}$$

et

$$d\sigma_{xx} = \frac{E_t (d\varepsilon_{xx}^{ln} + \nu_t d\varepsilon_{\theta\theta}^{ln})}{1 - \nu_t^2}$$

Il vient alors, grâce à (44) :

$$d\varepsilon_{rr}^{ln} = -\frac{\nu_t}{1-\nu_t}(d\varepsilon_{\theta\theta}^{ln} + d\varepsilon_{xx}^{ln}) \quad (55)$$

Ceci nous permet de calculer un  $\Delta_{i-1}^i \varepsilon_{rr}^{ln}$  égal à  $\varepsilon_{rr_i}^{ln} - \varepsilon_{rr_{i-1}}^{ln}$

$$\Delta_{i-1}^i \varepsilon_{rr}^{ln} = -\frac{\nu_{t_i}}{1-\nu_{t_i}}(\varepsilon_{\theta\theta_i}^{ln} - \varepsilon_{\theta\theta_{i-1}}^{ln} + \varepsilon_{xx_i}^{ln} - \varepsilon_{xx_{i-1}}^{ln})$$

Pour connaître la déformation radiale à un instant  $j$ ,  $\varepsilon_{rr_j}^{ln}$ , il suffit de sommer les  $\Delta_{i-1}^i \varepsilon_{rr}^{ln}$  de 0 à  $j$  :

$$\varepsilon_{rr_j}^{ln} = \sum_{i=1}^j \Delta_{i-1}^i \varepsilon_{rr}^{ln} \quad (56)$$

Ainsi, il est possible de connaître le module d'élasticité tangent  $E_t$  à partir de (52). La figure 51 représente son évolution en fonction de la déformation circonférentielle : comme le coefficient

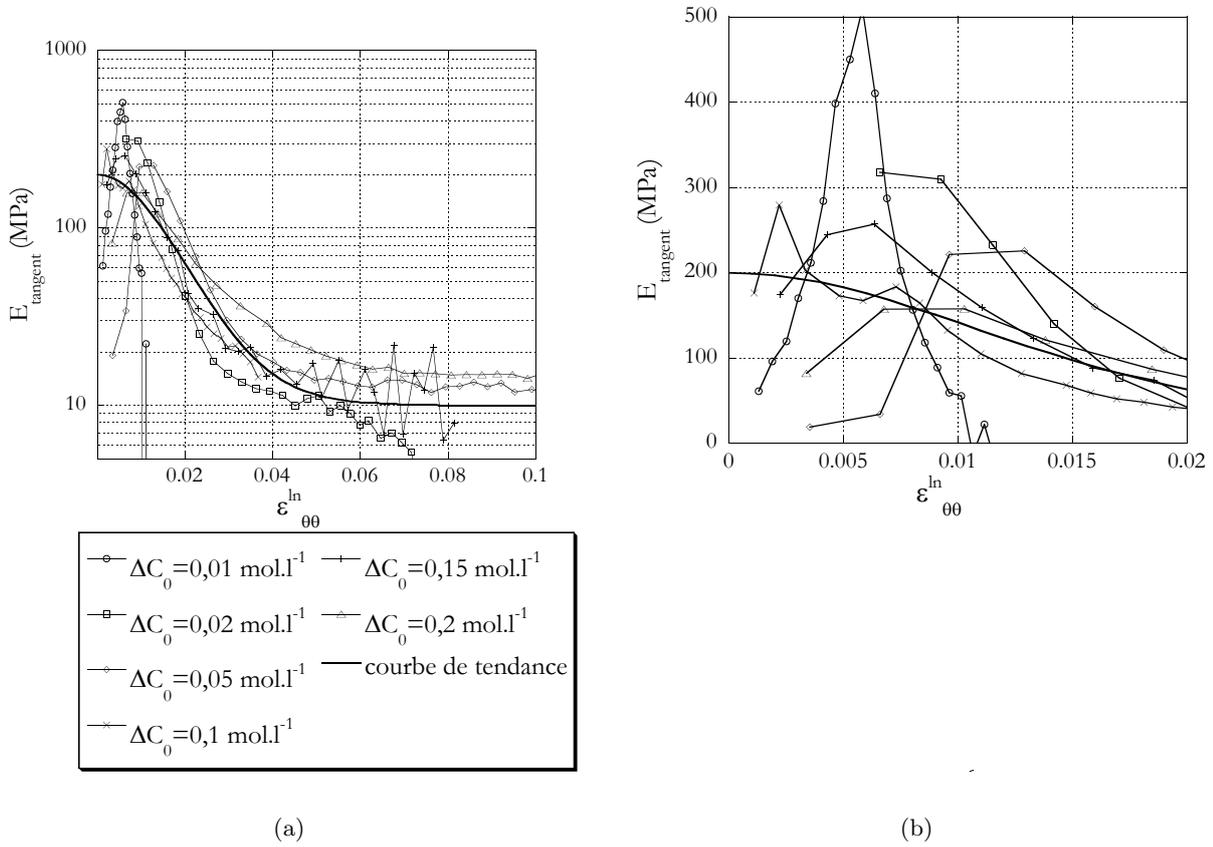


FIG. 51: Évolution du module d'élasticité tangent  $E_t$  en fonction de la déformation logarithmique circonférentielle  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$ . (a) évolution sur l'ensemble de la page de  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$ . (b) zoom sur la zone  $0 < \varepsilon_{\theta\theta}^{ln} < 0,02$ .

de Poisson tangent  $\nu_t$ , le module d'élasticité tangent  $E_t$  ne dépend pas de la différence de concentration initiale  $\Delta C_0$ , et présente une évolution importante lorsque la déformation varie. Si malgré les fluctuations on peut estimer  $E_t$  à environ 200 MPa jusqu'à  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln} = 0,01$ , il chute ensuite de façon significative pour atteindre environ 10 MPa à  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln} = 0,05$ .

Les bases de données sur les matériaux indiquent un module d'Young de l'ordre de 1 GPa pour l'ester de cellulose. Ce module concerne le matériau sec, ce qui n'est pas le cas de la membrane testée dans cette étude, qui est gorgée d'eau. Ceci permet d'expliquer cette différence d'ordre de grandeur. A titre illustratif, [Otero et al. \(2007\)](#) ont mesuré un rapport 3 sur un polymère de polypyrrole entre les modules d'Young du matériau humide et du matériau sec.

#### 2.4.4 En résumé

Les principaux résultats de cette étude orientée sur le comportement mécanique de la membrane sont résumés par les points suivants :

- Dans la gamme de concentration testée, aucun effet visqueux probant n'a été observé sur la réponse mécanique de la membrane, dont le comportement semble plutôt élasto-plastique.
- En approximant le comportement de la membrane par une loi hypoélastique isotrope, nous avons pu suivre et quantifier l'évolution fortement non-linéaire du coefficient de Poisson tangent et du module d'élasticité tangent.

## 2.5 Conclusion

Dans ce chapitre, à l'aide de dispositifs expérimentaux dédiés que nous avons conçus et mis au point, nous avons pu caractériser l'osmose d'un système modèle *eau / saccharose / membrane d'acétate de cellulose* dans différentes conditions. Le dispositif de gonflement par osmose nous a également permis de caractériser, en partie grâce à la technique de corrélation d'images, le comportement mécanique de la membrane d'acétate de cellulose dans des conditions assez proches de celles qui pourraient être rencontrées par le futur implant.

Nous avons supposé que les transferts de solvant se produisant au travers de la membrane au cours de l'osmose pouvaient être décrits par une relation phénoménologique simple négligeant les transferts de soluté. Dans ces conditions, les résultats tendent à prouver que le coefficient  $\sigma$  prenant en compte les interactions entre les molécules de solvant et de soluté au niveau de la membrane est constant sur une large plage de déformation de membrane, et que la perméabilité varie fortement sur cette même plage, d'un ordre de grandeur environ.

Après avoir observé l'absence d'effet visqueux sur la réponse mécanique de la membrane, nous avons supposé que cette dernière était isotrope et que son comportement pouvait être décrit par une loi hypoélastique dont nous avons pu déterminer les modules d'Young et coefficients de Poisson tangents correspondants. Des essais complémentaires (par exemple de charge axiale supplémentaire superposée à l'essai de gonflement) permettraient de valider ou non l'hypothèse d'isotropie.



## Chapitre 3

# Modèle de comportement osmotique et mécanique

### 3.1 Introduction

Que ce soit pour l'osmose ou pour le comportement mécanique de la membrane, les essais présentés au chapitre précédent ont été dépouillés à partir d'hypothèses sur la description des phénomènes chimiques et mécaniques impliqués. Dans ce chapitre, on construit un modèle de gonflement de membrane par osmose sur la base des mêmes hypothèses et on compare sa réponse aux résultats expérimentaux du chapitre précédent. Ainsi, le paragraphe 3.2 met en place le formalisme théorique de ce modèle, dont les différents paramètres sont identifiés, à partir des résultats du chapitre 4, dans le paragraphe 3.3. Les paragraphes 3.4 et 3.5 présentent la réponse de ce modèle, en la comparant aux résultats issus des expériences effectuées en gonflement.

### 3.2 Le modèle

On suppose une nouvelle fois que le débit de soluté à travers la membrane est nul et que le système modèle peut être décrit par l'équation (25), sur une assez grande plage de déformations de membrane, à condition de tenir compte des variations de la perméabilité de cette membrane avec la déformation (cf. chapitre 4).

D'autre part, on suppose comme dans le chapitre précédent que le comportement mécanique de la membrane est descriptible par un formalisme hypoélastique isotrope.

Sur la base de l'équation (25), il est alors possible de mettre en place un modèle couplant débit, volume, pression et différence de concentration par le biais du modèle mécanique hypoélastique. Sachant que l'on peut écrire :

$$J = \frac{1}{S} \frac{dV}{dt}$$

avec  $S$ , la surface utile de la membrane et  $V$  le volume.

On obtient, avec la relation (25), une équation différentielle :

$$\frac{1}{S} \frac{dV}{dt} = -L_p (\Delta p - \sigma RT \Delta C) \quad (57)$$

soit :

$$dV = -L_p S (\Delta p - \sigma RT \Delta C) dt \quad (58)$$

D'autre part, à partir de l'équation du volume d'un tube creux (30), on écrit :

$$dV = V \left( 2 \frac{dD}{D} + \frac{dh}{h} \right) \quad (59)$$

ce qui équivaut à :

$$dV = V (2d\varepsilon_{\theta\theta} + d\varepsilon_{xx}) \quad (60)$$

A partir de (46) et (47) on en déduit :

$$\frac{\sigma_{\theta\theta}}{\sigma_{xx}} = 2 \quad (61)$$

Puis, en utilisant (49) :

$$\frac{d\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}}{d\varepsilon_{xx}^{ln}} = \frac{2 - \nu_t}{1 - 2\nu_t} \quad (62)$$

d'où

$$dV = V d\varepsilon_{\theta\theta}^{ln} \left( 2 + \frac{1 - 2\nu_t}{2 - \nu_t} \right) \quad (63)$$

L'expression différentielle (58) permet alors de connaître  $d\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$  :

$$d\varepsilon_{\theta\theta}^{ln} = - \frac{SL_p(\Delta p - \sigma RT \Delta C) dt}{V \left( 2 + \frac{1 - 2\nu_t}{2 - \nu_t} \right)} \quad (64)$$

soit

$$d\varepsilon_{\theta\theta}^{ln} = - \frac{4L_p(\Delta p - \sigma RT \Delta C) dt}{D \left( 2 + \frac{1 - 2\nu_t}{2 - \nu_t} \right)} \quad (65)$$

Grâce aux relations (65) et (74), les variations du champ de déformation sont finalement totalement connues avec la relation (55) donnant l'expression de  $d\varepsilon_{rr}^{ln}$  en fonction de  $d\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$  et de  $d\varepsilon_{xx}^{ln}$ . Ceci permet, connaissant leur valeur à l'instant  $t$ , de connaître la valeur de toutes les grandeurs relatives à la géométrie de la membrane à l'instant  $t + dt$  :

$$\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}(t + dt) = \varepsilon_{\theta\theta}^{ln}(t) + d\varepsilon_{\theta\theta}^{ln} \quad (66)$$

$$\varepsilon_{xx}^{ln}(t + dt) = \varepsilon_{xx}^{ln}(t) + d\varepsilon_{xx}^{ln} \quad (67)$$

$$\varepsilon_{rr}^{ln}(t + dt) = \varepsilon_{rr}^{ln}(t) + d\varepsilon_{rr}^{ln} \quad (68)$$

$$D(t + dt) = D_0 e^{\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}(t + dt)} \quad (69)$$

$$h(t + dt) = h_0 e^{\varepsilon_{xx}^{ln}(t + dt)} \quad (70)$$

$$e(t + dt) = e_0 e^{\varepsilon_{rr}^{ln}(t + dt)} \quad (71)$$

De plus, la connaissance de la géométrie à chaque instant permet également de connaître la différence de concentration associée, grâce à la relation :

$$\Delta C = \Delta C_0 \frac{V}{V_0} \quad (72)$$

On obtient :

$$\Delta C(t) = \Delta C_0 e^{2\varepsilon_{\theta\theta}^{ln} + \varepsilon_{xx}^{ln}} \quad (73)$$

Avec la relation (62), on a également :

$$d\varepsilon_{xx}^{ln} = d\varepsilon_{\theta\theta}^{ln} \frac{1 - 2\nu_t}{2 - \nu_t} \quad (74)$$

Les variations du champ de contraintes principales s'expriment alors en fonction des variations des déformations et des paramètres matériau du modèle hypoélastique,  $E_t$  et  $\nu_t$ , grâce aux relations (61), (42) et (43) :

$$d\sigma_{\theta\theta} = \frac{E_t d\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}}{1 - \frac{\nu_t}{2}} \quad (75)$$

$$d\sigma_{xx} = \frac{E_t d\varepsilon_{xx}^{ln}}{1 - 2\nu_t} \quad (76)$$

De même que pour la géométrie, on a maintenant accès aux grandeurs relatives à la sollicitation à  $t + dt$  :

$$\sigma_{\theta\theta}(t + dt) = \sigma_{\theta\theta}(t) + d\sigma_{\theta\theta} \quad (77)$$

$$\sigma_{xx}(t + dt) = \sigma_{xx}(t) + d\sigma_{xx} \quad (78)$$

$$p(t + dt) = \sigma_{xx}(t + dt) \frac{4e(t + dt)}{D(t + dt)} \quad (79)$$

Ainsi, connaissant l'ensemble des variables du problème au temps  $t$ , la relation (65) permet, pour un  $dt$  donné, de connaître l'ensemble de ces variables au temps  $t + dt$ , grâce aux relations (74) à (79). Pour cela, il est néanmoins nécessaire d'identifier des équations d'évolution des coefficients mécaniques  $E_t$  et  $\nu_t$ , et de la perméabilité  $L_p$ . C'est l'objet du paragraphe qui suit.

### 3.3 Lois d'évolution de $E_t$ , $\nu_t$ et $L_p$

La perméabilité de la membrane au solvant ainsi que les deux paramètres du modèle hypoélastique de comportement mécanique de la membrane varient au cours de la déformation de la membrane (cf. § 2.3 et 2.4). Les figures 46, 50 et 51 montrent leur évolution en fonction de la déformation. Pour identifier des expressions mathématiques reproduisant ces évolutions, nous avons choisi de tracer les variations de  $\nu_t$  et  $E_t$  en fonction d'une déformation équivalente, celle de Von-Mises, qui s'écrit dans notre problème :

$$\varepsilon_{VM} = \sqrt{\frac{2}{3}(\underline{\underline{\varepsilon}} : \underline{\underline{\varepsilon}})} = \sqrt{\frac{2}{3}(\varepsilon_{\theta\theta}^{ln^2} + \varepsilon_{xx}^{ln^2} + \varepsilon_{rr}^{ln^2})} \quad (80)$$

Ce choix de mesure de la déformation est arbitraire. Il est simplement motivé par la nécessité de définir l'évolution de  $E_t$ ,  $\nu_t$  et  $L_p$  en fonction d'une grandeur invariante caractérisant l'intensité de la déformation.

En ce qui concerne la perméabilité  $L_p$ , l'étude de sa variation en fonction de la déformation surfacique  $\varepsilon_S^{ln}$  (définie au § 2.3.4, équation 33) semble plus pertinente, dans la mesure où elle peut être liée à une certaine augmentation de la taille des « pores » dans la membrane. Les évolutions de  $E_t$  et de  $\nu_t$  en fonction de  $\varepsilon_{VM}^{ln}$  et de  $L_p$  en fonction de  $\varepsilon_S^{ln}$  sont représentées sur les figures 52 (a), (b) et (c).

Les expressions suivantes ont été choisies pour reproduire ces évolutions :

$$E_t = (E_0 - E_1) \left( 1 - \tanh \left( \frac{\varepsilon_{VM}}{\varepsilon_{car_1}} \right)^{\alpha_1} \right) + E_1 \quad (81)$$

$$\nu_t = (\nu_1 - \nu_0) \left( \tanh \left( \frac{\varepsilon_{VM}}{\varepsilon_{car_2}} \right)^{\alpha_2} \right) + \nu_0 \quad (82)$$

$$L_p = \exp \left( \ln(L_{p_0}) + (\ln(L_{p_1}) - \ln(L_{p_0})) \times \tanh \left( \frac{\varepsilon_S^{ln}}{\varepsilon_{car_3}} \right) \right) \quad (83)$$

Les valeurs des paramètres introduits dans ces expressions qui permettent de reproduire au mieux les données expérimentales sont recensées dans le tableau 6 :

$E_0$ (MPa)	$E_1$ (MPa)	$\varepsilon_{car_1}$	$\alpha_1$	$\nu_0$	$\nu_1$
200	9	0,01	4	0,2	0,43

$\varepsilon_{car_2}$	$\alpha_2$	$L_{p_0}$ ( $\text{m}^3 \text{s}^{-1} \text{N}^{-1}$ )	$L_{p_1}$ ( $\text{m}^3 \text{s}^{-1} \text{N}^{-1}$ )	$\varepsilon_{car_3}$
0,0075	6	$4 \cdot 10^{-14}$	$4,5 \cdot 10^{-13}$	0,035

TAB. 6: Coefficients des relations (81), (82) et (83) utilisées pour modéliser l'évolution de  $E_t$ ,  $\nu_t$  et  $L_p$  en fonction de la déformation.

Les graphiques de la figure 52, comparent les évolutions de  $E_t$ ,  $\nu_t$  et  $L_p$ , modélisés par les relations (81), (82) et (83), avec les résultats des essais.

### 3.4 Comparaison essais / modèle pour les prédictions mécaniques

Les graphiques (a) et (b) de la figure 53 tracent l'évolution de  $\Delta p$  en fonction de  $\varepsilon_{xx}^{ln}$  et de  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$ , pour les essais et pour le modèle.

Ce modèle multiphysique, qui suppose une réponse de la membrane sous sollicitation mécanique indépendante du temps, est bien ajusté au nuage des points expérimentaux. On observe notamment la nette inflexion de la réponse au delà de  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln} = 0,02$ .

### 3.5 Comparaison essais / modèle pour la réponse osmo-mécanique

La figure 54 compare en fonction du temps les pressions mesurées pour les six essais à celles prévues par le modèle. Les graphiques de la figure 55 détaillent cette même comparaison, chaque essai étant représenté sur un graphique indépendant.

Les graphiques de la figure 56 montrent l'évolution des déformations logarithmiques  $\varepsilon_{xx}^{ln}$  et  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$  en fonction du temps, prédite par le modèle, et comparée avec les résultats expérimentaux, pour les six essais.

Pour l'ensemble de ces résultats, même si pour certaines zones de quelques essais on note une différence non négligeable, les résultats du modèle suivent plutôt correctement les résultats d'essais. Concernant les variations de pression, hormis la zone initiale de mise en tension de la membrane, qui génère une pente faible sur les courbes d'essais, on note bien une augmentation en fonction du temps, forte et quasi-linéaire en début de gonflement, puis un net ralentissement

de cette augmentation avant un plateau à  $\Delta p$  constant, dans le cas des faibles  $\Delta C_0$ , pour lesquels le plateau a été atteint. Pour les forts  $\Delta C_0$ , si le plateau n'est atteint ni pour les essais ni pour le modèle, on observe néanmoins une inflexion de l'augmentation de  $\Delta p$ , qui correspond à la chute des propriétés matériaux de la membrane, que l'on a précédemment supposée due à une entrée en plasticité.

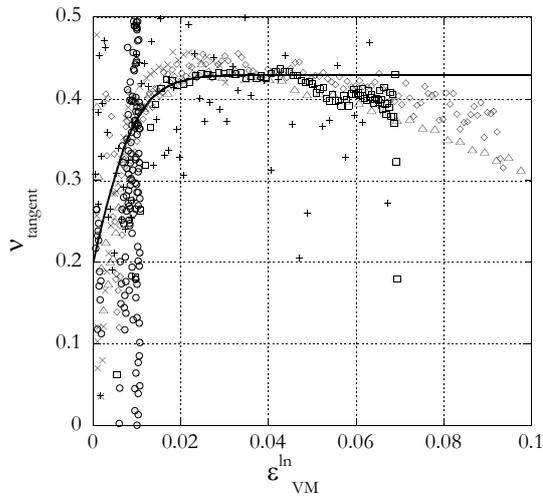
En ce qui concerne l'évolution des déformations, on remarque que le modèle permet de décrire les différences importantes de comportement entre les essais des deux régimes évoqués au paragraphe 2.3.4.2 : les courbures des déformations pour l'essai à  $\Delta C_0 = 0,01 \text{ mol.l}^{-1}$ , et celles, radicalement différentes, des essais à fort  $\Delta C_0$  sont plutôt bien décrites.

### 3.6 En résumé

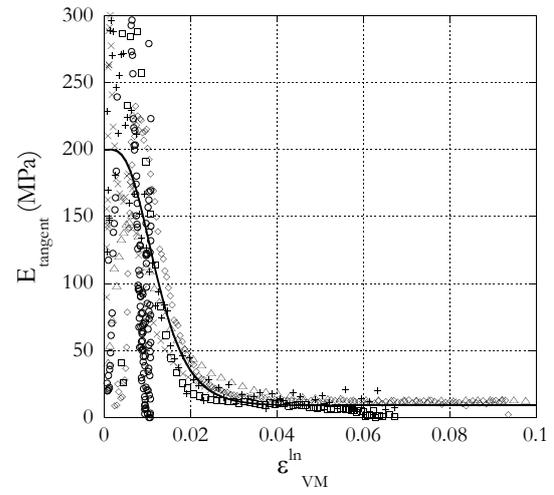
Dans ce chapitre, un modèle global du comportement osmotique et mécanique d'un tronçon cylindrique de membrane gonflé osmotiquement a été mis en place et comparé avec les résultats expérimentaux présentés au chapitre précédent. Basé sur la relation 25, ce modèle permet, grâce à une relation incrémentale incluant les paramètres mécaniques du modèle hypoélastique précédemment identifié, de décrire en fonction d'incrément de temps l'évolution de toutes les variables du système. Pour cela, des lois d'évolutions des paramètres mécaniques  $\nu_t$  et  $E_t$  et de la perméabilité  $L_p$  sont proposées et identifiées. Les graphiques des figures 53 à 54 montrent que ce modèle permet de décrire plutôt fidèlement le comportement d'un tronçon de membrane gonflé par osmose, tant d'un point de vue mécanique que cinétique. Cette comparaison assez satisfaisante permet de valider les hypothèses chimiques et mécaniques du modèle ainsi construit. On peut alors envisager d'utiliser ce dernier pour étudier des structures membranaires et des chargements mécaniques plus complexes.

## Conclusion

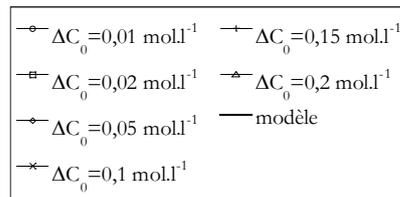
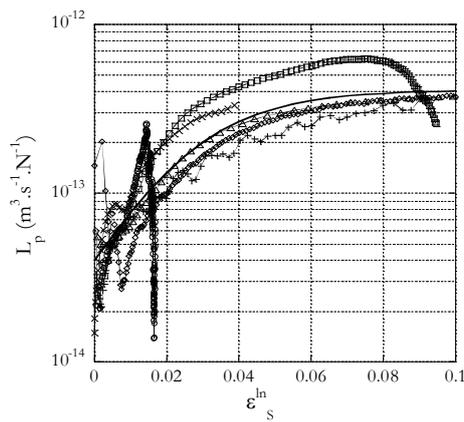
Cette partie a relaté les aspects expérimentaux du travail de thèse. Le choix du solvant, du soluté et de la membrane semi-perméable composant le système osmotique modèle, motivé par des considérations relatives à son implantation future *in vivo*, a d'abord été présenté. Dans le but de caractériser le comportement osmotique de ce système ainsi que le comportement mécanique de sa membrane, trois dispositifs expérimentaux spécifiques ont été développés : un système osmotique à débit de solvant quasi-nul, un à pression quasi-nulle, et un dispositif de gonflement de membrane cylindrique par osmose. Les résultats expérimentaux montrent qu'il est possible de modéliser l'osmose et le comportement mécanique de la membrane avec des modèles phénoménologiques simples, à condition de prendre en compte la variation des paramètres de ces modèles en fonction de la déformation de la membrane. Les données expérimentales exposées ici seront utilisées dans la partie III, pour la mise en place de la simulation d'une endoprothèse aortique, équipée d'un joint constitué d'une telle membrane, en fonctionnement dans une artère. Cela étant, les méthodes de caractérisation et de modélisation développées dans cette partie sont transposables, moyennant des modifications, à d'autres systèmes solvant / soluté / membrane.



(a)



(b)



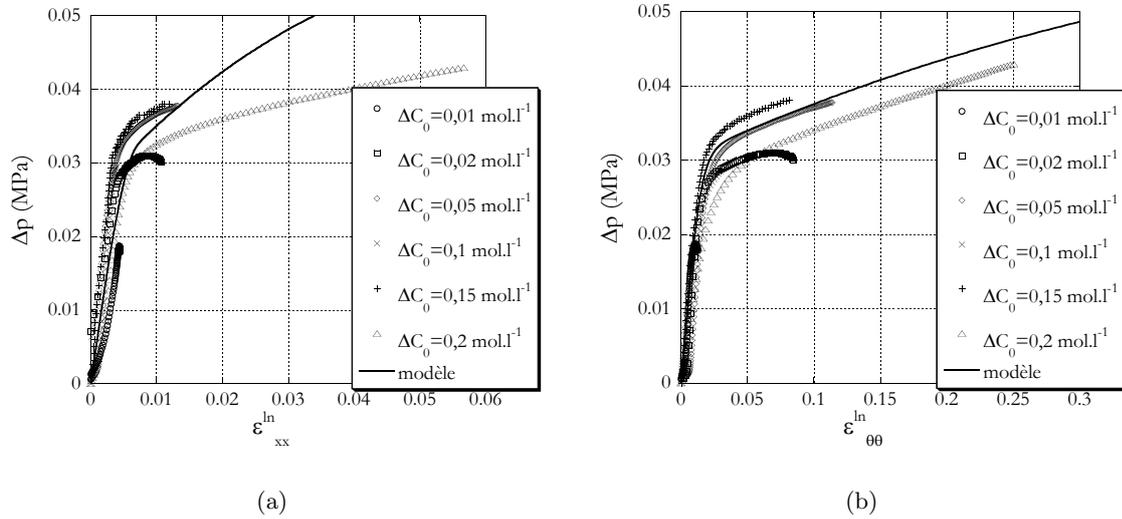


FIG. 53: Comparaison des résultats des six essais étudiés avec la prédiction du modèle multiphysique d'un point de vue mécanique. Les graphes (a) et (b) représentent respectivement  $\Delta p$  en fonction de  $\varepsilon_{xx}^{ln}$  et de  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$  pour chacun des 6 essais considérés et pour le modèle.

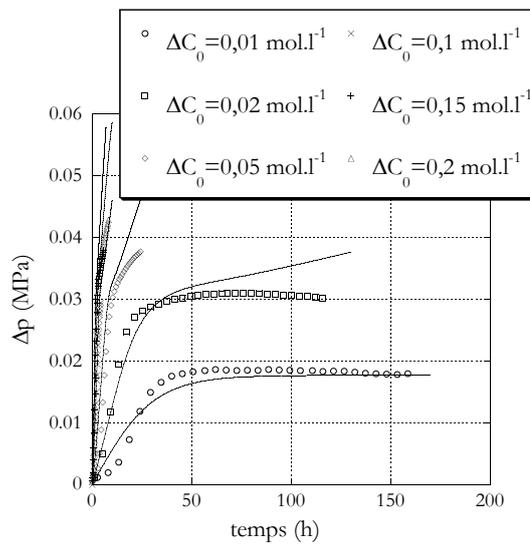


FIG. 54: Comparaison sur le même graphique des résultats des six essais étudiés avec la prédiction du modèle multiphysique (traits continus).

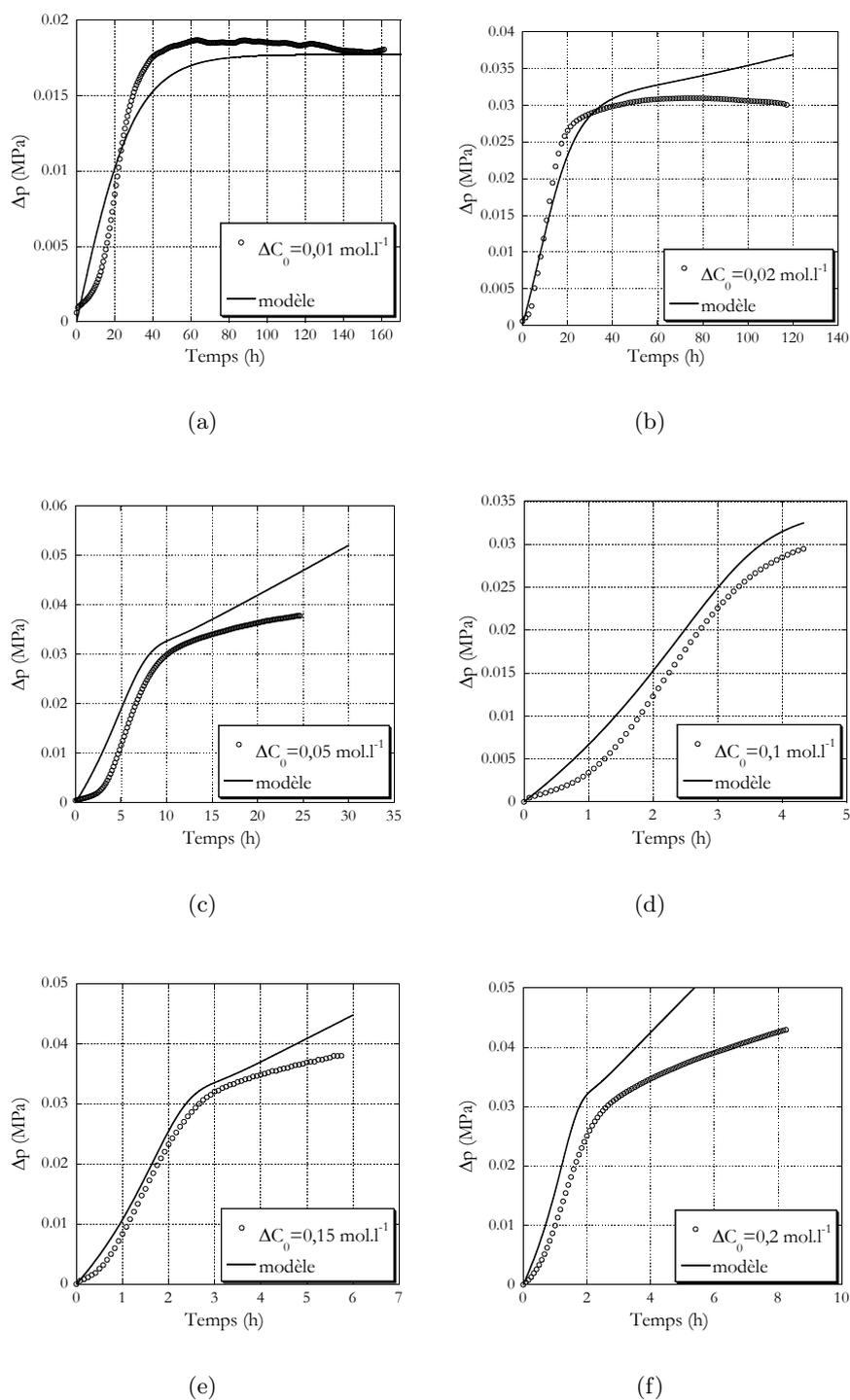


FIG. 55: Comparaison des résultats des six essais étudiés avec la prédiction du modèle multiphysique. Les graphes représentent l'évolution de  $\Delta p$  en fonction du temps pour chacun des 6 essais considérés et pour le modèle.

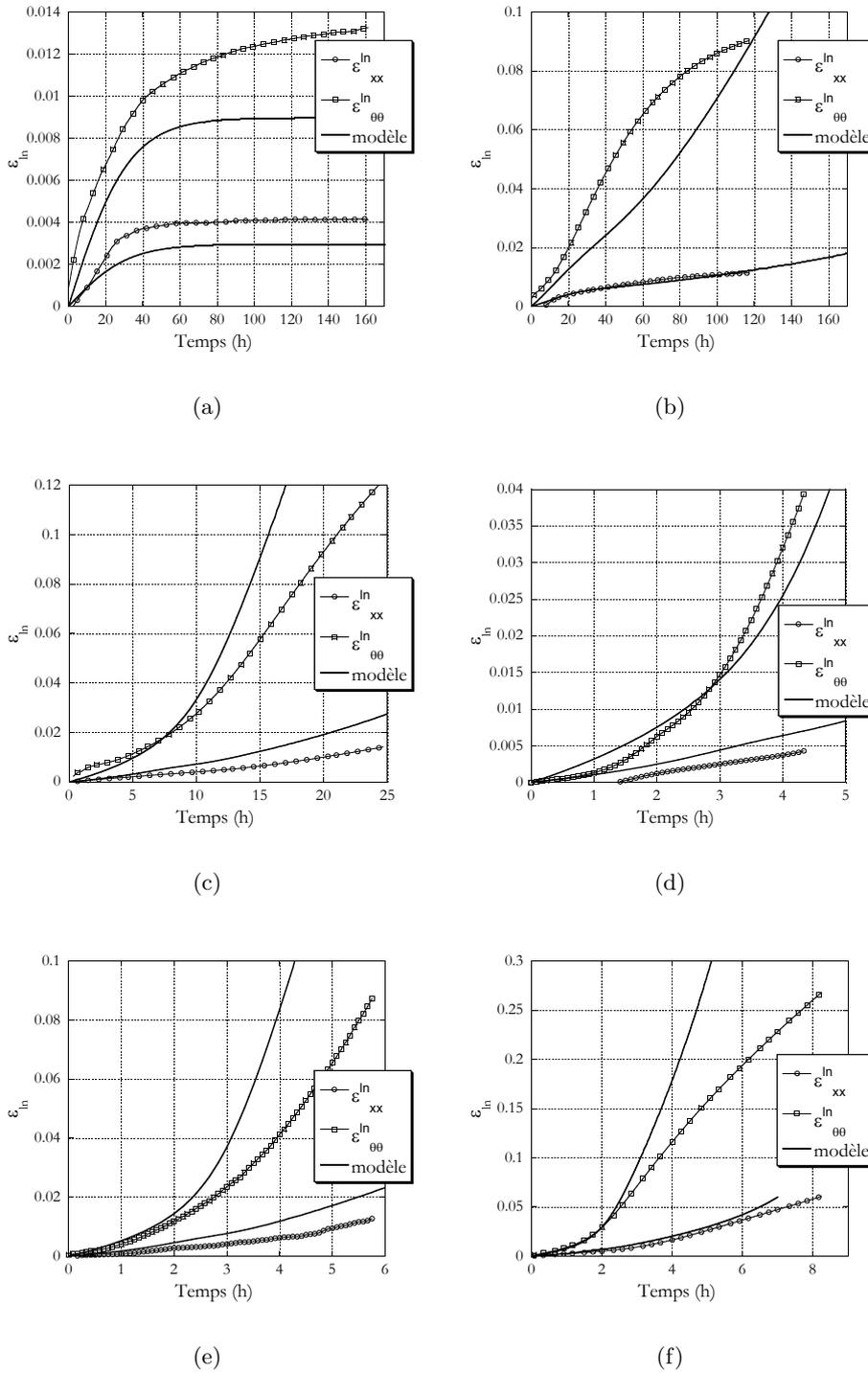


FIG. 56: Comparaison des résultats des six essais étudiés avec la prédiction du modèle multiphysique : évolution des déformations logarithmiques  $\varepsilon_{xx}^{\ln}$  et  $\varepsilon_{\theta\theta}^{\ln}$  en fonction du temps pour chacun des 6 essais considérés et pour le modèle.

## Troisième partie

# Étude mécanique d'un implant endovasculaire osmotiquement actif pour anévrisme aortique



## Introduction

Dans la partie I, nous avons présenté les endoprothèses existantes pour traiter les anévrismes de l'aorte abdominale, et relevé les problèmes récurrents d'endofuites au niveau de leur fixation à l'intérieur de l'aorte. Nous avons alors évoqué la possibilité de résorber ce type de dysfonctionnement par l'ajout d'un dispositif gonflable par osmose. Le dispositif osmotiquement actif imaginé, illustré sur la figure 57, est un tore de membrane semi-perméable ③ contenant un composé initialement inactif du point de vue osmotique. Sa section est repliée sur elle-même, contre la paroi de l'endoprothèse. Ce système est mis en place au niveau des collets de l'anévrisme au

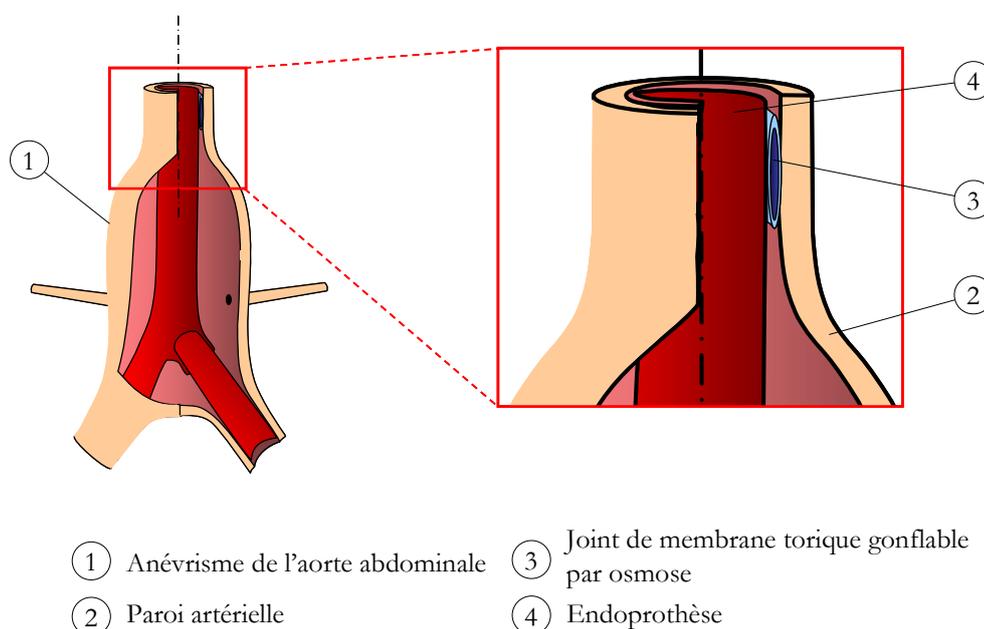


FIG. 57: Schéma de principe de l'endoprothèse envisagée.

cours d'une intervention endovasculaire. Si une endofuite est détectée, le processus osmotique peut être déclenché (cf. § 3.4.4 de la partie I) et la membrane torique se gonfle alors pour stopper le flux sanguin.

L'organisation d'une campagne expérimentale de validation du système imaginé est une opération longue et coûteuse. Il est primordial de réaliser préalablement une étude de faisabilité du système étudié. La simulation numérique est un moyen efficace pour ce type d'étude.

Ainsi, l'objet de la présente partie, située très en amont d'une implantation *in vivo*, est de mesurer numériquement la valeur ajoutée de l'adjonction du joint osmotique par rapport à l'endoprothèse classique. Dans ce but, une modélisation du système étudié a été mise en place dans un code de calculs de structures par éléments finis, afin de simuler le comportement mécanique d'une endoprothèse équipée d'une membrane torique gonflable en contact avec le collet proximal de l'anévrisme aortique, tel que présenté sur la figure 57.

Pour la mise en place de ce modèle numérique, un certain nombre de données sont nécessaires. Elles concernent la géométrie et le comportement mécanique des différents composants du système étudié ainsi que les conditions aux limites géométriques et de contact entre les différents corps. Parmi ces données, certaines sont basées sur des sources bibliographiques ou sur des essais, tandis que d'autres sont à définir.

La paroi de l'aorte est un matériau complexe, autant d'un point de vue histologique que mécanique. Nous aborderons donc en détail ce thème au cours de deux chapitres. Le chapitre 1 s'attelle ainsi à décrire à partir d'informations issues de la littérature les caractéristiques histologiques, géométriques et mécaniques du matériau artériel.

Le chapitre 2, également basé sur des données de la littérature, présente quant à lui les outils mathématiques utilisés pour modéliser le comportement mécanique de ce matériau, et conclut sur le choix d'un modèle pertinent pour notre étude.

Le chapitre 3 est quant à lui consacré à la présentation de l'ensemble du modèle numérique mis en place. La géométrie et le choix des modèles de comportement de l'aorte, de l'endoprothèse et de la membrane torique y sont tout d'abord détaillés. L'étude du comportement mécanique de cette endoprothèse originale implique la résolution d'un problème relativement complexe du point de vue numérique. Sont en effet présentes des non-linéarités d'origine géométrique (grandes transformations), matérielle (lois de comportement) et dues aux contacts entre les trois éléments du modèle. La modélisation du comportement mécanique de l'aorte engendre en outre la nécessité de gérer l'incompressibilité de ce type de matériau. Ces difficultés impliquent l'utilisation d'un outil numérique permettant la prise en compte de ces non-linéarités, possédant des éléments finis mixtes pour la gestion de l'incompressibilité et permettant de modéliser les contacts de façon robuste. Nous avons ainsi choisi d'utiliser le code de calcul de structures par éléments finis ABAQUS (Hibbit 2005), qui possède ces caractéristiques. Les calculs ont en outre été conduits, sous l'hypothèse d'évolution quasi-statique, grâce à un schéma d'intégration implicite. La présentation globale du modèle numérique mis en place fait l'objet du dernier paragraphe de ce chapitre.

Le chapitre 4 présente enfin les résultats numériques obtenus pour ce modèle d'endoprothèse à joint osmotique en contact avec l'aorte. Pour évaluer l'intérêt mécanique de l'ajout de ce joint, ce modèle est comparé avec un modèle dont l'endoprothèse est classique, c'est-à-dire dépourvue de joint. En outre, une étude paramétrique est conduite pour identifier l'impact de certains paramètres sur les résultats. De cette étude paramétrique un modèle d'endoprothèse optimisée est dégagé, dont l'efficacité, notamment en terme d'étanchéité, est alors comparée à celle de l'endoprothèse classique.

# Chapitre 1

## Caractérisation physique et mécanique de la paroi aortique

### 1.1 Introduction

La prothèse pour anévrismes aortiques étudiée dans ce travail est en contact avec le tissu artériel. Dans le but de modéliser le comportement mécanique de cet implant, il est incontournable de connaître le comportement mécanique de l'artère, de façon à le modéliser correctement.

Le comportement mécanique des artères est très variable en fonction de l'âge du patient (Wuyts et al. 1995, Schulze-Bauer et al. 2003), de la santé de l'aorte (Wuyts et al. 1995) et de la position sur le tronc aortique des tissus étudiés (Tanaka & Fung 1974). Ce chapitre s'attache ainsi à étudier, à partir de la littérature, les caractéristiques physiques du matériau aortique, de façon à mieux comprendre le comportement mécanique de ce matériau et sa variabilité.

Dans cette optique, un premier paragraphe présente de façon détaillée les caractéristiques histologiques des artères (§ 1.2). Le paragraphe 1.3 fournit ensuite des indications quantitatives quant à la géométrie de l'aorte humaine et des anévrismes. Les caractéristiques mécaniques ainsi que le comportement mécanique représentatif de ces structures complexes font enfin l'objet du paragraphe 1.4.

### 1.2 Caractéristiques histologiques de la paroi des artères

Les artères sont les vaisseaux qui transportent le sang du coeur aux tissus, leur fournissant ainsi oxygène et éléments nutritifs. Ce sont des organes composés de tissus mous qui permettent d'atténuer les variations, engendrées par les battements cardiaques, de pression et de vitesse du flux sanguin (Nichols & O'Rourke 1998). Décrire le comportement mécanique des tissus vivants et notamment de la paroi artérielle nécessite une connaissance approfondie de leur composition (Holzapfel et al. 2000b). Ce paragraphe s'y attelle, en s'appuyant sur la littérature existante.

Les parois du système artériel sont composées principalement de trois constituants : l'élastine, le collagène et les cellules musculaires lisses vasculaires. En outre, les artères répondent toutes à un modèle commun d'organisation : leur paroi est constituée de trois tuniques qui, de l'intérieur vers l'extérieur, sont l'intima, la media et l'adventice (cf. figure 59). La structuration et la répartition des constituants précédemment cités varient selon la tunique et le long de l'arbre

artériel. Ce paragraphe détaille dans un premier temps ces trois différents constituants, et se penche ensuite sur l'organisation structurale des trois couches de la paroi artérielle.

### 1.2.1 L'élastine

L'élastine est une protéine très résistante (Robert & Hornebeck 2005). L'élastine est présente dans pratiquement chaque organe du corps humain car elle est un des principaux constituants macromoléculaires du tissu conjonctif<sup>15</sup>. Ce composé ne représente parfois qu'un faible pourcentage en poids de la matrice intercellulaire, mais son rôle n'en est pas moins primordial au cours des changements dynamiques intervenant dans ces tissus. De plus, son importance apparaît de plus en plus grande dans la pathogénèse de l'athérosclérose, de même qu'au cours de nombreuses maladies des tissus élastiques.

Comme les élastomères, l'élastine ne présente pas d'orientation moléculaire privilégiée. A de nombreux égards, l'élastine et les élastomères possèdent donc des comportements mécaniques proches. Toutefois, en l'absence d'eau elle perd ses propriétés élastiques et devient plus raide et cassante.

### 1.2.2 Le collagène

Le collagène est une macromolécule fibreuse, très répandue dans le règne animal et qui, chez l'homme, représente approximativement un tiers des protéines de l'organisme (Robert 2005). Il y a plusieurs sortes de collagènes qui diffèrent dans leur structure, dans leur composition et dans leur distribution au sein des tissus et des organes d'un même organisme. Chez l'homme, le collagène joue un rôle important en tant que composant macromoléculaire principal de la trame fibreuse calcifiable des os, des cartilages, des ligaments, des tendons, des capsules articulaires, de l'oeil, du derme, des plèvres, du péritoine et autres revêtements et capsules d'organes parenchymateux (foie, rate, rein) et de cavités de l'organisme. On le retrouve aussi à l'intérieur des organes parenchymateux en tant que principal composant des cloisons, dans la sous-muqueuse des organes digestifs, les méninges, les couches protectrices des muscles et des nerfs, et bien sûr, dans les parois vasculaires, de la lame basale des capillaires jusqu'aux parois des gros vaisseaux.

La formation de cette molécule, au cours de sa biosynthèse dans la cellule, est illustrée par la figure 58.

Les chaînes glycoprotéiques constitutives du collagène sont appelées chaînes  $\alpha$ . Ces chaînes s'assemblent par trois pour former une triple hélice, compacte, régulière et hydrophobe, appelée procollagène. Puis ces extrémités sont coupées. La molécule prend alors le nom de tropocollagène, bâtonnet d'environ 300 nanomètres de long et d'environ 16 nanomètres d'épaisseur, qui s'assemble avec ses soeurs pour former les fibrilles de collagène. Ces fibrilles sont alors regroupées pour former les fibres continues de collagène (cf. figure 67).

De la diversité des chaînes  $\alpha$  résulte l'existence de plus de 12 types de collagènes ayant des rôles distincts. Ces différents types de collagène sont numérotés avec des chiffres romains. Le collagène de type I est de loin le plus fréquent. C'est le type de collagène majoritaire dans les parois vasculaires.

---

<sup>15</sup>Le tissu conjonctif sert à soutenir et à relier les autres tissus du corps. On le trouve dans tous les organes du corps.

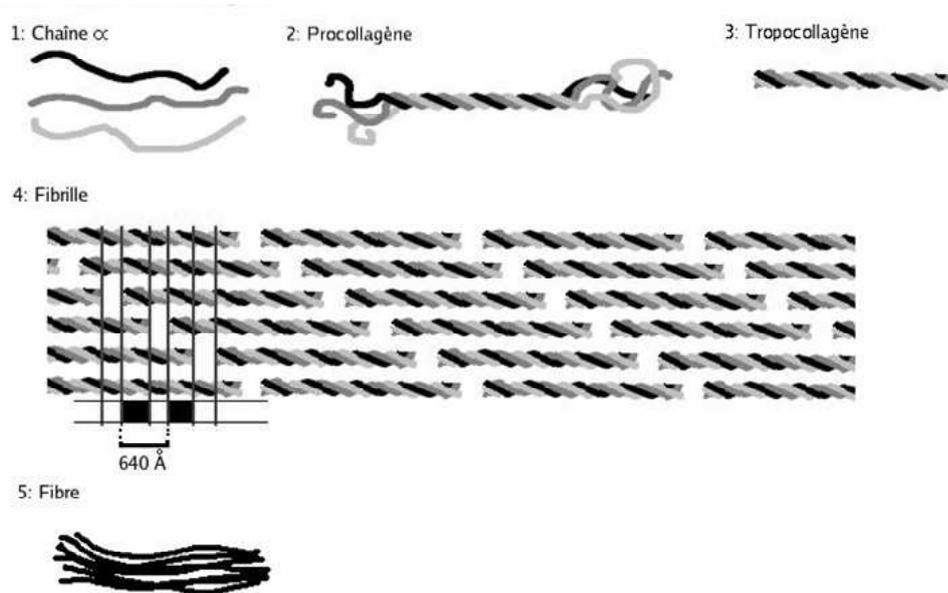


FIG. 58: Illustration des étapes de la formation des fibres de collagène.

### 1.2.3 Les cellules musculaires lisses

La cellule musculaire de base est une cellule longiligne qui comporte des fibres contractiles constituées de polymères de protéines du cytosquelette<sup>16</sup> : l'actine et la myosine. Le phénomène de contraction correspond à un glissement de ces deux éléments et résulte en un raccourcissement de la fibre musculaire. Ces deux protéines sont présentes dans toutes les cellules de l'organisme, mais c'est l'agencement particulier des fibres d'actine et de myosine dans les cellules musculaires qui confère cette spécificité de contraction. La contraction d'une cellule musculaire aboutit à son rétrécissement. Les cellules musculaires lisses ont pour but de provoquer, grâce à leur rétrécissement, des changements de pression à l'intérieur des cavités anatomiques qu'elles recouvrent, afin de propulser différentes substances dans ces cavités (l'air des poumons, le sang du système vasculaire, les aliments du système digestif). Ainsi, dans le système vasculaire, elles participent à la régulation de la pression artérielle (Frayon et al. 2003).

### 1.2.4 Structuration de la paroi artérielle

Majoritairement constituée des macromolécules d'élastine, de collagène et de cellules musculaires (cf. § 1.2.1 à 1.2.3), la paroi des vaisseaux sanguins est une structure complexe et multicouches (Vito & Dixon 2003) (cf. figure 59). Elle est composée de trois couches superposées clairement identifiables, respectivement de l'intérieur vers l'extérieur : l'intima, la media et l'adventitia.

- **L'intima** est une membrane biologique qui sert d'interface directe entre la media et le sang. Elle est composée d'une couche de cellules endothéliales empêchant le sang d'adhérer à la paroi interne du vaisseau tout en laissant certaines macromolécules pénétrer. Les artères jeunes et en bonne santé présentent une intima très fine, dont la contribution aux propriétés mécaniques est négligeable. Cette membrane s'épaissit néanmoins avec l'âge et peut ainsi

<sup>16</sup>Le cytosquelette d'une cellule est l'ensemble organisé des polymères biologiques qui lui confèrent l'essentiel de ses propriétés mécaniques.

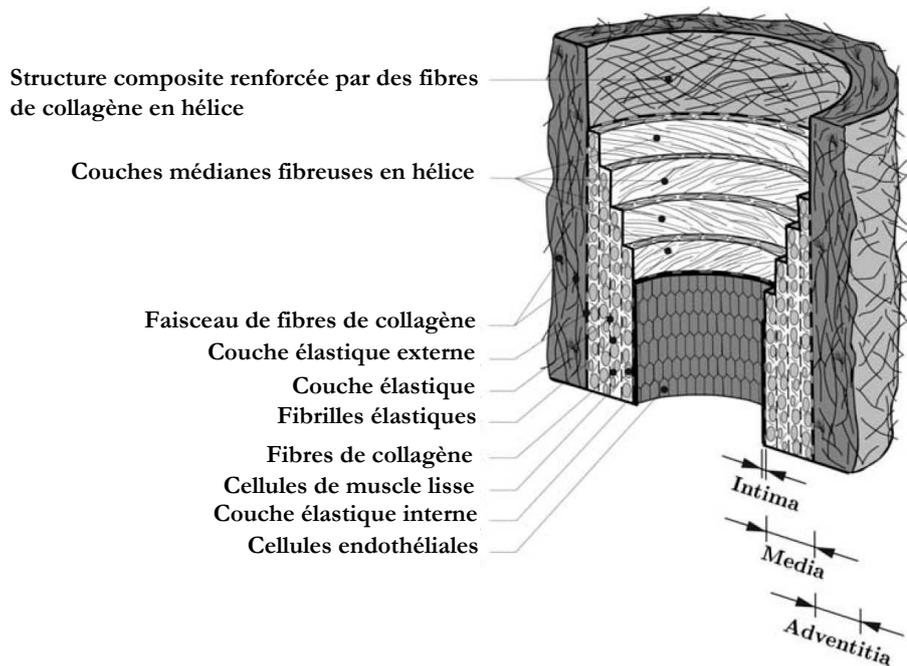


FIG. 59: Vue schématique en coupe d'une artère saine (issue de [Holzapfel et al. \(2000b\)](#)). On distingue clairement trois couches de structures différentes : l'intima, la media et l'adventitia.

acquérir une résistance mécanique significative ([Schulze-Bauer et al. 2003](#)).

L'intima est séparée de la media par une couche bien individualisée, majoritairement composée d'élastine, appelée limitante élastique interne.

- **La media**, également stratifiée, compose quant à elle la plus grande partie du volume de l'artère. C'est logiquement le principal responsable de ses propriétés mécaniques. Elle est constituée d'un réseau complexe de cellules de muscle lisse, de fibres de collagène et d'élastine.
- **L'adventitia**, séparée elle aussi de la media par une couche élastique (nommée limitante élastique externe), est composée de collagène, de nerfs, de fibroblastes<sup>17</sup> et de quelques fibres d'élastine. C'est la couche externe de la paroi artérielle. Elle renferme des vaisseaux nourriciers, les vasa-vasorum<sup>18</sup>, et les nerfs des structures vasculaires.

### 1.2.5 L'aorte abdominale

Selon la proportion relative des constituants de cette matrice, deux grands types d'artères sont ainsi distingués ([Holzapfel et al. 2002b](#), [Frayon et al. 2003](#)) :

- Les artères musculaires (artères coronaires, fémorales, spléniques, rénales), contiennent une forte proportion de cellules musculaires et montrent un comportement mécanique fortement viscoélastique avec hystérésis. Les cellules musculaires lisses assurent les propriétés

<sup>17</sup>Cellules clef du tissu conjonctif responsable de la synthèse de tous les éléments de la matrice extracellulaire : collagène, fibronectine, élastine, protéoglycanes.

<sup>18</sup>Petites artères (artérioles) qui permettent la nutrition de la paroi des gros vaisseaux.

vasomotrices de ce type artériel.

- Les artères élastiques, contenant environ 40 % d'élastine, qui sont les plus proches du coeur (aorte, gros troncs artériels supra-aortiques, artères iliaques), présentent des diamètres importants et possèdent un comportement élastique prononcé. Elles possèdent une media riche en fibres élastiques qui assurent les propriétés de compliance artérielle.

Si certaines artères présentent des caractéristiques mécaniques des deux groupes, l'aorte abdominale fait partie de la seconde catégorie. **A ce titre, nous nous intéresserons uniquement au comportement passif de ce matériau.** Selon [Holzapfel et al. \(2000b\)](#), les effets *in vivo* tels que l'action musculaire, le contrôle hormonal ou le contrôle nerveux n'ont, en effet, pas une influence significative sur le comportement mécanique de ce type d'artères.

### 1.3 Caractéristiques géométriques de l'aorte abdominale et son anévrisme

Dans la présentation de la pathologie anévrismale de l'aorte abdominale (cf. partie 1), la géométrie générale de l'aorte pathologique a été schématiquement décrite : pour résumer, l'aorte abdominale est une artère tubulaire qui, lorsqu'elle est concernée par un anévrisme, développe une protubérance souvent fusiforme sur une portion plus ou moins étendue de sa hauteur. La figure 60 présente les principales dimensions caractéristiques d'un anévrisme fusiforme.

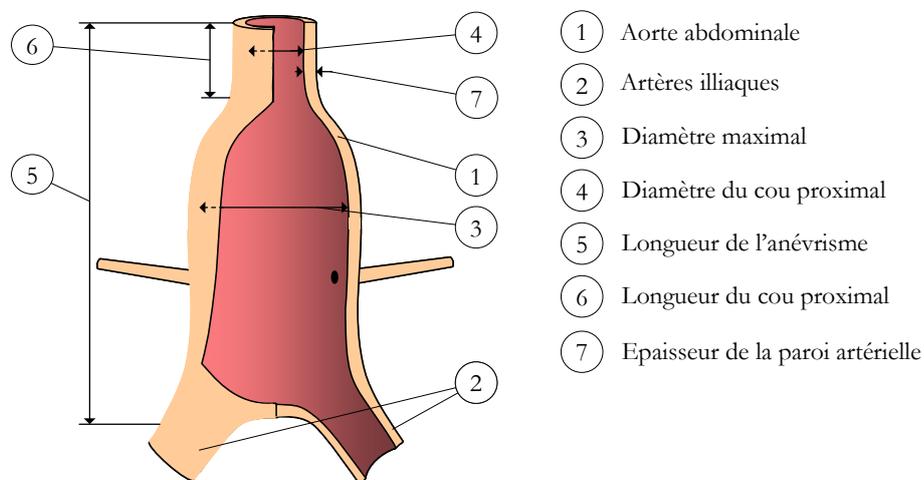


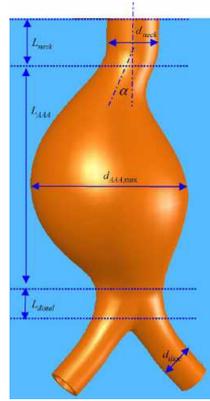
FIG. 60: Schéma représentatif d'un anévrisme fusiforme de l'aorte abdominale. Les dimensions caractéristiques sont représentées.

Certains auteurs se sont penchés, dans des buts divers, sur la modélisation par éléments finis des parois vasculaires et plus particulièrement de l'anévrisme abdominal (étude des répartitions de contraintes dans la paroi artérielle d'un anévrisme, étude de l'écoulement sanguin dans un anévrisme,...). Deux méthodes distinctes de modélisation géométrique peuvent y être identifiées, illustrées par la figure 61 :

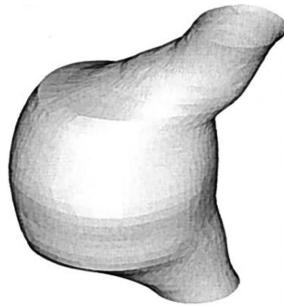
- Une reconstruction numérique de la géométrie, basée sur les images cliniques d'un anévrisme réel est souvent utilisée ([Guadagni et al. 2001](#), [Fillinger et al. 2002](#), [Sacks et al. 1999](#), [Wang et al. 2002](#))



Fillinger et al. (2002)



Li et al. (2004)



Wang et al. (2002)



Raghavan & Vorp (2000)

(a) Géométries réelles reconstruites

(b) Géométries idéalisées

FIG. 61: Construction de modèles géométriques d'aortes anévrismées : (a) A partir d'imagerie médicale, (b) Géométries idéalisées.

- D'autres utilisent des modèles géométriques d'anévrismes idéalisés, axisymétriques ou non. Ces derniers présentent des gauchissements de la forme de l'anévrisme, plus proches de la géométrie réelle le plus souvent observée (Vorp et al. 1998, Raghavan & Vorp 2000, Di-Martino & Vorp 2003, Li et al. 2004).

Le but recherché dans cette étude est la caractérisation du comportement mécanique d'une endoprothèse particulière en service. Il ne s'agit pas de concevoir une prothèse sur mesure par rapport à une géométrie et des propriétés d'artère bien déterminées mais de mettre en place un modèle générique représentatif. Aussi, la géométrie de ce modèle mécanique sera idéalisée, construite à partir de données dimensionnelles de la littérature. A ce titre, on trouve dans la littérature des études consacrées à la mesure de l'aorte et de son anévrisme. Ces données concernent des animaux ou des êtres humains, chez des sujets sains ou malades, âgés ou non. De nombreuses études cliniques concernant la chirurgie de ce type d'anévrisme rapportent des dimensions géométriques pré-opératoires (donc *in vivo*), indispensables au traitement chirurgical. Ces dimensions sont mesurées à partir de clichés d'imagerie médicale (cf. partie I). Néanmoins, certains auteurs ont réalisé des mesures *ex vivo* sur l'aorte abdominale (Thubrikar et al. 2001,

Vande-Geest et al. 2004, 2006).

Les paragraphes 1.3.1 à 1.3.3 passent en revue les dimensions issues de ces études relatives à l'aorte dans la zone anévrismée.

### 1.3.1 Diamètres de la lumière artérielle

Le diamètre de la lumière artérielle (diamètre de la paroi interne de l'artère) est très variable entre la zone anévrismée et la zone connexe. Ce paragraphe reporte les valeurs recensées dans la littérature concernant le diamètre maximal de l'anévrisme et le diamètre du cou proximal, mis en évidence sur la figure 60.

#### – Diamètre maximal

L'article de revue de McAuley et al. (2002), concernant la pathologie de l'anévrisme abdominal humain, recense 17 études cliniques pour lesquelles les diamètres maximaux de lumière artérielle au niveau d'un anévrisme de l'aorte abdominale avant chirurgie endovasculaire ont été renseignés. Cela représente 1374 patients. La moyenne globale de ces diamètres, pondérée selon le nombre de patients de chaque étude, est de 54 mm.

L'étude clinique de Vallabhaneni & Harris (2001) a, quant à elle, recensé un diamètre maximal moyen de 56,13 mm sur 2862 patients atteints de pathologie anévrismale de l'aorte abdominale.

#### – Diamètre du cou proximal

Toujours selon Vallabhaneni & Harris (2001), donc sur 2862 patients, le diamètre moyen du cou proximal de l'anévrisme est de 22,48 mm.

Astrand et al. (2003) ont également réalisé des mesures par ultrasons du diamètre de la lumière artérielle de l'aorte abdominale chez des sujets sains. Ce diamètre moyen sur 55 patients est plus important chez les hommes (15,2 mm) que chez les femmes (13,1 mm). On remarque que ce diamètre moyen chez les sujets sains est très inférieur à celui du col anévrisimal des personnes malades de l'étude de Vallabhaneni & Harris (2001).

### 1.3.2 Longueurs de l'anévrisme

Les longueurs de l'anévrisme et de son cou proximal, notées respectivement ⑤ et ⑥ sur la figure 60, sont également des grandeurs géométriques caractéristiques de cette pathologie.

A ce sujet, Armon et al. (1997) ont étudié, sur 168 patients présentant la pathologie, les corrélations entre le diamètre des anévrismes et ses autres dimensions. Les mesures ont été réalisées grâce à la technique d'imagerie par scanner et angiographie. Il apparaît que plus le diamètre augmente plus la longueur de l'anévrisme augmente, comme le montrent les tendances reportées sur la figure 62.

#### – Longueur de l'anévrisme :

La longueur moyenne mesurée par Armon et al. (1997) sur l'échantillon considéré est de 134 mm.

#### – Longueur de cou :

Toujours selon Armon et al. (1997), la longueur moyenne mesurée pour le cou proximal est de 23,1 mm.

L'étude clinique de Vallabhaneni & Harris (2001) recense pour sa part une longueur moyenne de cou proximal de 27,4 mm.

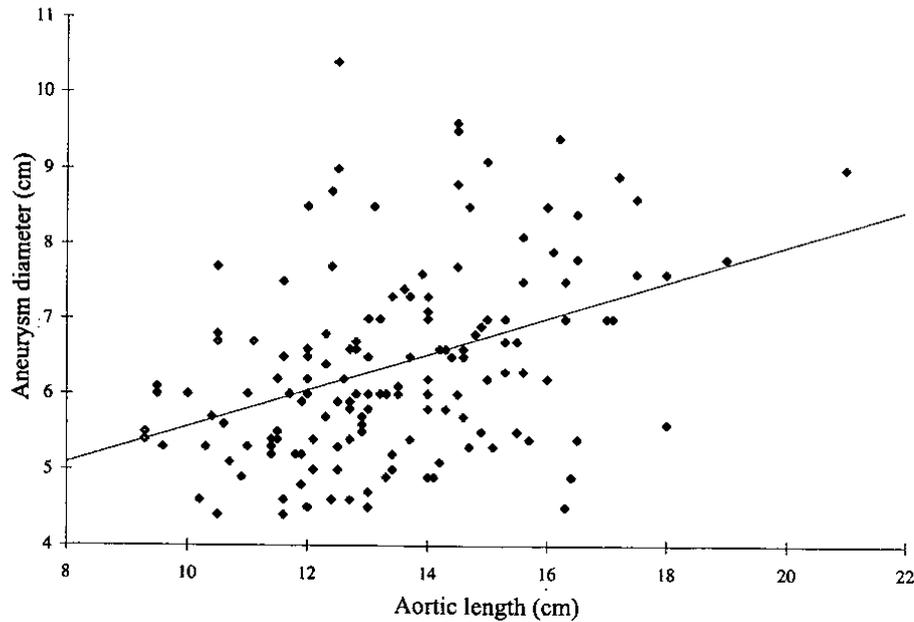


FIG. 62: Évolution de la longueur de la zone anévrismale de l'aorte en fonction du diamètre maximal de l'anévrisme (graphique issu de [Armon et al. \(1997\)](#)).

La société Gore, dans sa notice d'utilisation de l'endoprothèse Excluder<sup>®</sup> ([Gore n.d.](#)), déconseille quant à elle un recours à la chirurgie endovasculaire en-dessous d'une longueur minimale de cou proximal de 15 mm, de façon à garantir une fixation correcte de l'implant. La longueur de cou distale, n'est pas, dans le cadre de l'intervention endovasculaire de l'anévrisme, une grandeur limitante, étant donné qu'il n'y a aucune bifurcation artérielle immédiatement après la bifurcation aorto-iliaque.

### 1.3.3 Épaisseur de la paroi

L'épaisseur de la paroi de l'aorte, notée  $\bar{\gamma}$  sur la figure 60, est la grandeur géométrique qui complète l'inventaire.

[Astrand et al. \(2003\)](#) ont réalisé des mesures *in vivo* des dimensions de l'aorte abdominale humaine grâce à un système à ultra sons. Ils ont pu, grâce à leur système, identifier la double couche artérielle composée de l'intima et de la media. Ils n'ont, en revanche, pas identifié l'épaisseur de l'adventitia. Grâce à ces observations, ils ont mesuré une épaisseur moyenne de la couche intima / media de 0,77 mm (étude réalisée sur 55 patients sains, hommes et femmes, âgés de 47 ans en moyenne).

[Li et al. \(2004\)](#) ont réalisé des mesures en Imagerie par Résonance Magnétique de l'épaisseur de la paroi de l'aorte thoracique chez 196 personnes saines, réparties en différentes catégories de sexe, d'âge et de race. L'épaisseur moyenne mesurée est de 2,22 mm. Les auteurs ont remarqué une dépendance de cette épaisseur en fonction de la catégorie d'appartenance du sujet. C'est notamment le cas pour l'âge des patients, comme l'illustre le graphique de la figure 63, issue de cet article.

[Thubrikar et al. \(2001\)](#) ont réalisé des mesures *ex vivo* de la paroi artérielle, sur cinq anévrismes excisés lors de procédures chirurgicales ouvertes (cf. partie 1), en diverses zones de l'anévrisme. Trois zones ont ainsi été identifiées par rapport à leur propriétés mécaniques dis-

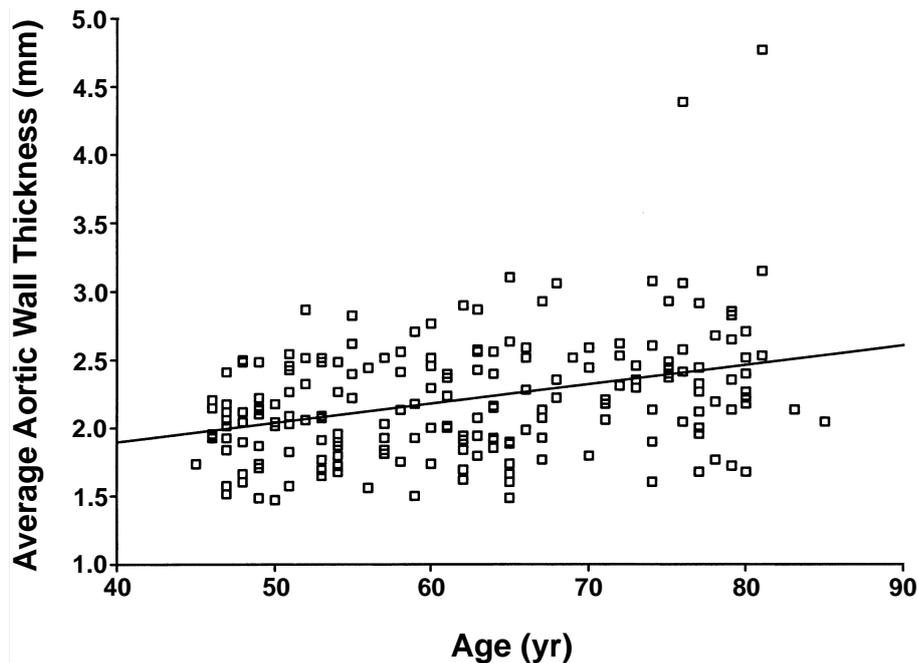


FIG. 63: Évolution de l'épaisseur de l'aorte thoracique humaine, mesurée par IRM, en fonction de l'âge des sujets (graphique issu de [Li et al. \(2004\)](#)).

tinctes : les zones antérieure, latérale et postérieure. Les épaisseurs moyennes mesurées sont : 2,09 mm pour la zone antérieure, 2,53 mm pour la zone latérale et 2,73 mm pour la zone postérieure.

## 1.4 Comportement mécanique : *in vivo* et *ex vivo*

Le développement et l'utilisation de modèles de comportement mécanique du matériau artériel nécessite de mesurer expérimentalement sa réponse mécanique sous diverses sollicitations. C'est en effet indispensable à l'identification des paramètres des lois utilisées, qui sont souvent construites à partir d'observations phénoménologiques. On trouve dans la littérature deux grandes classes d'essais : les essais *in vivo* et *ex vivo*.

Les essais *in vivo* seraient en principe plus satisfaisants car ils permettent d'observer le matériau artériel dans les conditions réelles de vie ([Holzapfel et al. 2000a](#)). Mais ils sont difficiles à mettre en oeuvre et la réponse du matériau sous sollicitations complexes (différents chargements, sous différentes intensités, rotation de la direction de chargement par rapport à l'échantillon) ne peut être obtenue. Les essais *ex vivo* permettent ces degrés de liberté. En revanche, ces derniers présentent l'inconvénient de ne pas prendre en compte l'influence des cellules musculaires de la paroi, sauf en cas d'utilisation de substances chimiques adéquates pour les solliciter ([Holzapfel et al. 2000a](#)).

### 1.4.1 Essais *in vivo*

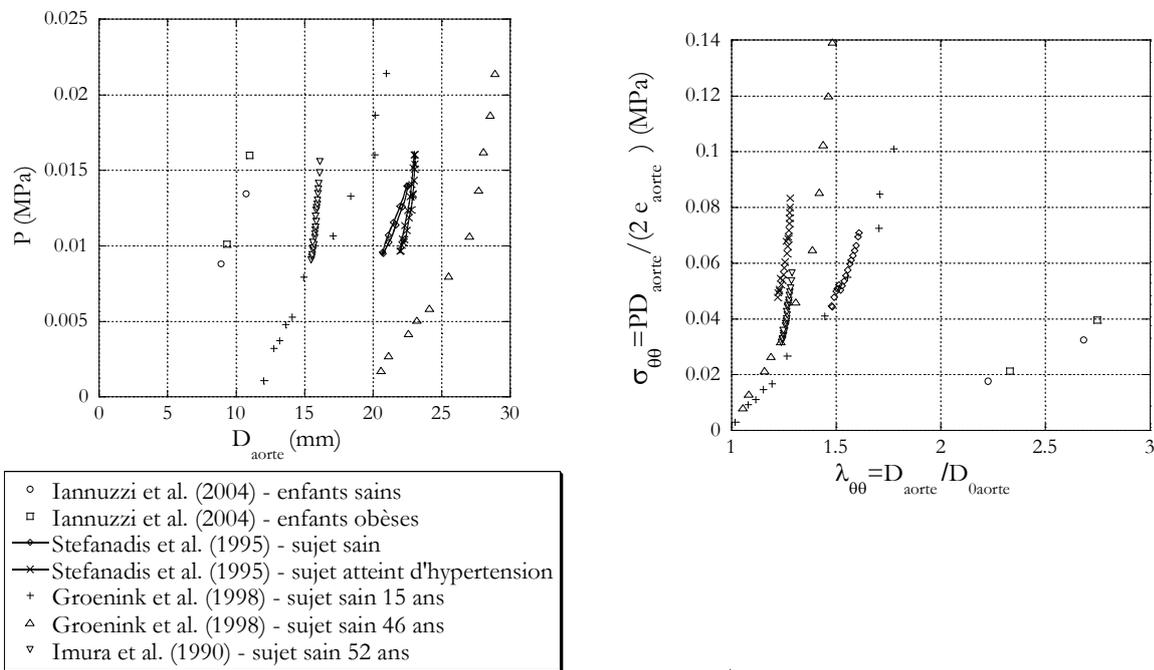
À l'heure actuelle, le seul essai mécanique réalisable *in vivo* est la mesure des déformations de la géométrie de la lumière artérielle au cours des fluctuations de la pression sanguine entre systole et diastole.

On trouve dans la littérature des études cliniques visant à faire le lien entre les mesures de pressions et diamètres de la lumière artérielle d'une part, et conséquences pathologiques d'autre part. McVeigh et al. (2002) présentent ainsi un article de revue de la littérature sur le sujet.

D'autres auteurs (Fillinger et al. 2002, Iannuzzi et al. 2004, Stefanadis et al. 1995, Groenink et al. 1998, Imura et al. 1990) réalisent des essais du même genre, afin d'en déduire les caractéristiques mécaniques nécessaires à la mise en place de modèles de comportement.

Cet essai peut être réalisé de façon plus ou moins invasive. Néanmoins, les résultats les plus fiables nécessitent un minimum d'instrumentation de l'organisme (capteur endovasculaire de pression notamment).

La figure 64 montre des résultats issus de la littérature de l'essai mécanique de gonflement sous pression sanguine. Des essais issus de quatre sources sont représentés :



(a) Mesure de la pression sanguine  $P$  en fonction du diamètre de l'aorte  $D_{aorte}$  au cours du cycle diastole / systole

(b) Mesure de la contrainte circonférentielle  $\sigma_{\theta\theta}$  en fonction de l'élongation circonférentielle  $\lambda_{\theta\theta}$

FIG. 64: Comparaison du comportement mécanique *in vivo* d'aortes abdominales issues de différentes sources bibliographiques.

- Iannuzzi et al. (2004) ont mesurés pression sanguine et diamètre interne de l'aorte abdominale systolique et diastolique chez deux groupes d'enfants : un groupe de 100 enfants présentant des signes d'obésité et un groupe de 50 enfants sains. Les résultats présentent les moyennes observées pour ces deux groupes lors de la diastole et de la systole. Ils semblent peu différents.
- Stefanadis et al. (1995) présentent, pour l'aorte thoracique, le même type de résultats entre deux personnes d'une cinquantaine d'années, l'une saine et l'autre atteinte d'hypertension. Pour cette étude, les mesures de pression mais aussi de diamètre de la lumière artérielle, ont été réalisées par voie endovasculaire.

- Groenink et al. (1998) donnent les résultats de mesures similaires sur l’aorte abdominale de deux personnes saines, âgées de 15 et 46 ans.
- enfin, Imura et al. (1990) donnent les résultats mesurés dans l’aorte abdominale d’une femme saine de 52 ans.

La figure 64 (a) présente les résultats bruts de mesure des pressions sanguines en fonction de la lumière artérielle dans l’aorte. Afin de pouvoir mieux comparer le comportement mécanique des aortes issues de ces différentes sources, abscisse et ordonnée ont été normées sur la figure (b). En faisant l’hypothèse d’une paroi aortique parfaitement cylindrique, d’épaisseur constante entre les individus, notée  $\bar{e}_{aorte}$  égale à 2,22 mm (cf. § 1.3.3), la contrainte circonférentielle  $\sigma_{\theta\theta}$ , présentée en ordonnée, a été estimée pour l’ensemble des données. En abscisse, l’élongation dans la direction circonférentielle  $\lambda_{\theta\theta}$  a été représentée, calculée en divisant le diamètre aortique par son diamètre au repos, mesuré approximativement sur le graphique (a).

Ce type d’essai ne permet pas, comme nous l’avons évoqué précédemment, de connaître le comportement mécanique multiaxial de l’artère. En revanche, il présente un intérêt notoire pour la validation des modèles. Il est, en outre, voué à un avenir prometteur car il permet d’avoir une bonne idée des caractéristiques mécaniques des artères de n’importe quel patient. Avec le développement rapide des techniques de calcul par éléments finis, on peut envisager, à moyen terme, l’utilisation de telles mesures pour la mise au point de systèmes artificiels endovasculaires réalisés sur mesure.

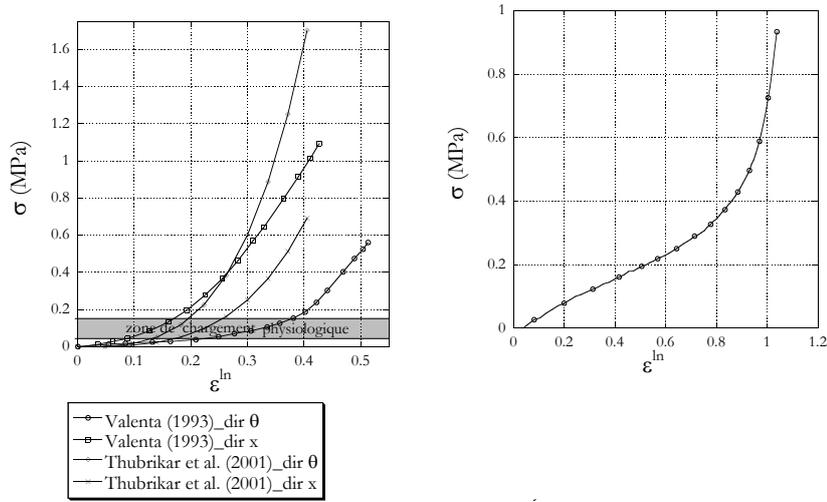
### 1.4.2 Essais *ex vivo*

Les essais *ex vivo* offrent plus de possibilité de sollicitation que les essais *in vivo*. On trouve par exemple, dans la littérature, des essais de traction uniaxiale réalisés sur des échantillons d’artère sollicités dans les axes longitudinal et circonférentiel (Thubrikar et al. 2001, Lally et al. 2004, Okamoto et al. 2002, Vorp et al. 2003, Mohan & Melvin 1982), des essais de traction biaxiaux (Sacks 2000, Vande-Geest et al. 2003, 2004, 2006, Lally et al. 2004, Okamoto et al. 2002), des essais de gonflement d’un tronçon d’artère iliaque (Schulze-Bauer et al. 2003), des essais de torsion sur des tronçons d’artères coronaires de porc (Lu et al. 2003).

La mise en oeuvre de ce type d’essais permet également de remarquer que le matériau artériel est précontraint axialement (lorsqu’on sectionne un tronçon d’une artère, sa hauteur diminue) et circonférentiellement (lorsqu’on coupe dans la hauteur l’épaisseur d’un tronçon artériel il tend à s’ouvrir). Certains auteurs se sont attachés à mesurer les niveaux de contraintes résiduelles en étudiant les déformations engendrées lors de leur relâchement (Okamoto et al. 2002).

La figure 65 (a) présente l’évolution de la contrainte de Cauchy  $\sigma$  en fonction de la déformation logarithmique  $\varepsilon^{ln}$  d’échantillons d’aorte soumis à un état de traction uniaxiale dans les directions axiale et circonférentielle (résultats issus de Valenta (1993) et de Thubrikar et al. (2001)). Les résultats de Valenta (1993) concernent des aortes abdominales issues de sujets sains. Nous ne savons pas s’il s’agit du résultat d’un essai de traction sur un unique échantillon ou s’il s’agit d’une moyenne sur un ensemble représentatif d’échantillons d’aorte abdominale. En revanche, ceux de Thubrikar et al. (2001) représentent les moyennes des résultats obtenus à partir d’échantillons issus des parois de cinq anévrismes excisés lors de chirurgies ouvertes.

La figure 66 présente pour sa part les contraintes de Cauchy en fonction des déformations logarithmiques pour des échantillons d’aortes soumis à un état de traction équi-biaxial dans ces deux directions.



(a) Comparaison des résultats dans les directions circonférentielle et axiale, sur échantillons d'aorte sollicités dans la direction circonférentielle. Résultats issus d'essais de deux sources

(b) Résultats dans la direction de sollicitation pour du silicone Rhodia RTV 3428.

FIG. 65: Contrainte de Cauchy  $\sigma$  en fonction de la déformation logarithmique  $\epsilon^{ln}$ . Comparaison du comportement mécanique de l'aorte abdominale (graphe (a)) avec le comportement mécanique d'un élastomère (graphe (b)) en traction uniaxiale.

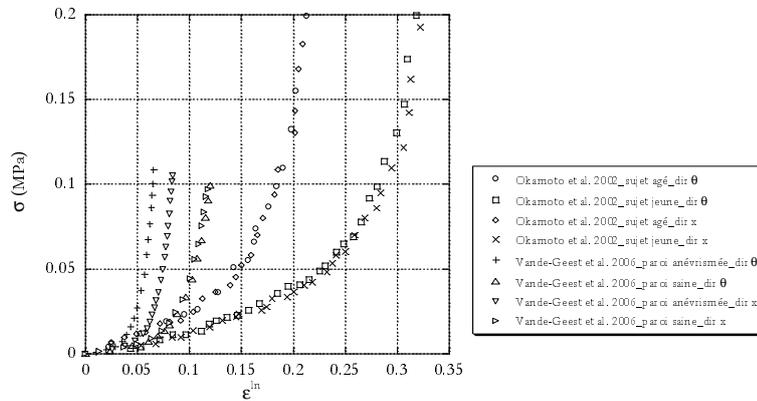


FIG. 66: Contrainte de Cauchy  $\sigma$  en fonction de la déformation logarithmique  $\epsilon^{ln}$  dans les directions circonférentielle et axiale pour des échantillons d'aorte en traction équi-biaxiale. Comparaison des données expérimentales de Vande-Geest et al. (2006) et Okamoto et al. (2002).

Les résultats de deux sources sont présentés :

- Ceux de Okamoto et al. (2002), qui concernent l'aorte ascendante<sup>19</sup>, sont issus d'échantillons de deux personnes saines, une de 49 ans et l'autre de 65 ans. Ces résultats sont

<sup>19</sup>Première partie de l'aorte, qui commence au ventricule gauche et qui s'élève jusqu'à l'arc de l'aorte

représentatifs du comportement artériel de ces classes d'âge.

- Ceux de [Vande-Geest et al. \(2006\)](#), qui concernent l'aorte abdominale, proviennent d'un échantillon sain et d'un échantillon issu de la paroi d'un anévrisme, tous deux représentatifs de leur catégorie.

### 1.4.3 Discussion

Les graphes présentés sur les figures 64 à 66 permettent d'établir le constat suivant :

- En premier lieu, les études expérimentales du comportement mécanique des artères, et plus généralement de l'ensemble des tissus biologiques, montrent une très grande variabilité des résultats ([Safar et al. 2004](#), [Schulze-Bauer et al. 2003](#), [Thubrikar et al. 2001](#)). Par exemple, à partir des résultats des études présentées aux paragraphes 1.4.1 et 1.4.2, on peut constater que cette variabilité possède au moins deux causes : la première est l'âge du sujet. Le comportement mécanique des artères se raidit de façon considérable au cours de la vie. Ceci est nettement visible sur le graphique 64 (b), qui présente les résultats d'essais *in vivo*. Ca l'est également sur les données *ex vivo* de [Okamoto et al. \(2002\)](#), présentées sur le graphique 66.

La deuxième cause de variabilité clairement identifiée sur ces essais est la pathologie de l'artère. Si, sur le graphe (b) de la figure 64, les résultats d'artères pathologiques sont systématiquement les plus raides que ceux d'échantillon sains, c'est encore plus visible sur la figure 66, sur laquelle les résultats de traction équibiaxiale issus d'un échantillon d'anévrisme sont nettement plus raides que ceux qui sont issus d'échantillons sains (résultats de [Vande-Geest et al. \(2006\)](#)).

Ainsi, pour une contrainte dans une direction donnée, on mesure jusqu'à environ 600 % de variabilité sur les déformations de la paroi aortique entre différentes classes d'âge (cf. figure 64 (b)). En ce qui concerne cette variabilité engendrée par la pathologie anévrismale, elle atteint 50 % sur les résultats des figures 65 (a) et 66.

- Ensuite, la paroi des artères proximales peut être considérée élastique puisqu'elle peut encaisser une assez forte déformation et revenir par un chemin très proche à son état initial après relâchement de la sollicitation ([Holzapfel et al. 2000a](#)). Cette capacité à recouvrer son état de déformation après relâchement de la contrainte est mise en évidence sur les essais de [Stefanadis et al. \(1995\)](#), présentés sur la figure 64 (a). On y distingue des cycles complets diastole / systole / diastole, présentant très peu d'hystérésis.
- C'est également un matériau au comportement fortement non-linéaire. On observe en effet, sur les figures 64 (b), 65 (a) et 66, un fort effet raidissant lorsque la déformation augmente. La plage de sollicitation physiologique (représentée grisée sur la figure 65 (a)), quoique restreinte par rapport à l'ensemble de la zone réversible, possède elle aussi un caractère non-linéaire prononcé. Ce type de comportement très élastique et fortement raidissant, commun à tous les tissus biologiques, peut s'expliquer par la mise en tension des fibres de collagène, initialement disposées en structures vagues au sein d'une matrice majoritairement composée d'élastine. Par exemple, la figure 67, issue des travaux de [Wolinsky & Glagov \(1964\)](#), présente des microphotographies de portions de sections droites d'aorte de lapin soumises à des pressions intraluminales croissantes. On distingue nettement la mise en tension et le rapprochement des fibres de collagène (en sombre), initialement tortueuses.

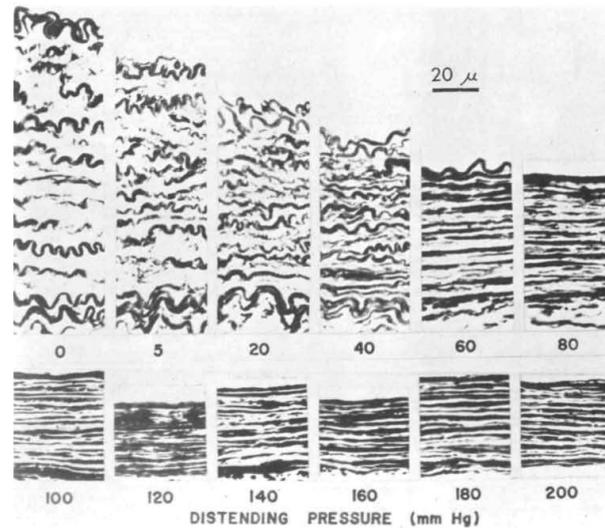


FIG. 67: Mise en évidence de la tension des fibres de collagène de la paroi artérielle au cours de la sollicitation : Une portion de section droite d'aorte de lapin est photographiée à différentes valeurs de pression intraluminale (de 0 à 200 mmHg, soit 0,027 MPa) (figure issue de [Wolinsky & Glagov \(1964\)](#)).

- Sollicité en traction uniaxiale, un échantillon d'aorte possède une contrainte de Cauchy à rupture  $\sigma_f$  de l'ordre de 1 à 2 MPa ([Mohan & Melvin 1982](#), [Okamoto et al. 2002](#), [Vorp et al. 2003](#)), et une déformation logarithmique à rupture de l'ordre de 0,25 à 0,55 ([Okamoto et al. 2002](#), [Vorp et al. 2003](#)).
- Un grand nombre d'auteurs observe également une anisotropie plus ou moins marquée des artères. Ainsi, le comportement du tissu artériel semble plus raide dans la direction circonférentielle que dans la direction axiale, pour tous les essais de traction *ex vivo* réalisés sur des échantillons d'anévrismes présentés sur les figures 65 (a) et 66 (cf. résultats de [Thubrikar et al. \(2001\)](#) et de [Vande-Geest et al. \(2006\)](#)). Pour les zones, saines, en revanche, les résultats présentés sur ces deux figures sont plus équivoques : les résultats de [Valenta \(1993\)](#) (cf. figure 65) mesurent un comportement plus raide dans la direction axiale, et les résultats de traction équi-biaxiale reportés sur la figure 66 et réalisés sur des échantillons d'aortes saines montrent une réponse identique du matériau dans les deux directions ([Vande-Geest et al. 2006](#), [Okamoto et al. 2002](#)).
- En outre, pour les artères proximales telles que l'aorte, on n'observe quasiment aucune sensibilité des niveaux de contraintes à la vitesse de déformation ([Holzapfel et al. 2000a](#)). Ce n'est pas le cas en revanche pour les artères distales à cause de leur taux plus important en cellules musculaires lisses.
- Enfin, [Carew et al. \(1968\)](#) ont mesuré, sur une plage de sollicitation dépassant largement la zone physiologique (pression sanguine  $P=0$  à 0,027 MPa), les variations de volume engendrées sur des tronçons d'aorte de chien sous pression. Il apparaît que le module d'élasticité volumique, noté usuellement  $K$ , est trois ordres de grandeur supérieur au module de cisaillement, noté  $G$ . On peut donc considérer que dans la gamme des sollicitations physiologiques l'hypothèse d'incompressibilité, communément admise, est justifiée.

## 1.5 En résumé

Consacré à l'étude du comportement mécanique de l'artère, basé sur des sources bibliographiques, ce chapitre a détaillé composition, structure, géométrie et étude qualitative et quantitative du comportement mécanique des tissus artériels de l'aorte abdominale.

Il en ressort que le matériau constitutif de la paroi de l'aorte abdominale est une structure complexe. Cette complexité s'observe au travers de son organisation histologique, en couches concentriques, mais également au travers de la variabilité conséquente de sa géométrie et de ses caractéristiques mécaniques.

Au delà de sa variabilité importante, le comportement mécanique de la paroi aortique présente un caractère élastique fortement non-linéaire. Il peut également subir des déformations logarithmiques supérieures à 0,5, engendrant alors des niveaux de contraintes de l'ordre du MPa.

En outre, si de nombreux auteurs observent et modélisent une anisotropie marquée de ce type de matériau, il ne ressort de cette étude de la littérature aucune tendance anisotrope franche en ce qui concerne le matériau sain. Même si il est probable que la zone sur laquelle s'appuie le joint osmotique ne soit pas réellement saine, les pathologies artérielles étant rarement locales on la considérera comme telle en comparaison avec la zone anévrismée. Nous nous orienterons ainsi vers un modèle isotrope pour décrire le comportement de ce matériau (cf. § 2.4).

Enfin, on peut montrer que par leurs propriétés élastiques et leur quasi-incompressibilité, les tissus biologiques ont un comportement mécanique relativement proche de celui des élastomères. Les graphes (a) et (b) de la figure 65 illustrent cette comparaison (la figure 65 (b) présente l'évolution de la contrainte de Cauchy  $\sigma$  en fonction de la déformation logarithmique  $\varepsilon^{ln}$  d'un échantillon de silicone Rhodia RTV 3428 sollicité lui aussi en traction uniaxiale). On peut toutefois les distinguer par deux aspects. (1) les tissus biologiques ne présentent pas d'incurvation de la courbe contrainte / déformation pour les faibles niveaux de sollicitation et (2) le raidissement de cette courbe est plus franc et intervient pour des niveaux de déformation plus faibles que pour les élastomères : à partir de 0,2 à 0,4 contre 0,9 à 5 pour les élastomères. Nous verrons aux paragraphes 2.2.3 et 2.3 que les modèles classiquement utilisés pour ces deux types de matériaux sont très proches.



## Chapitre 2

# Hyperélasticité et modélisation du comportement des tissus artériels

### 2.1 Introduction

Nous venons de voir au chapitre 1 que, comme beaucoup de tissus mous de l'organisme, l'artère possède un comportement mécanique plutôt élastique non-linéaire et capable de subir de grandes déformations. La modélisation de son comportement mécanique fait donc communément appel au formalisme des grandes transformations et au concept d'hyperélasticité.

Ainsi, le paragraphe 2.2 rappelle les bases mathématiques nécessaires à la formulation de l'hyperélasticité. Quelques modèles hyperélastiques physiques ou phénoménologiques d'élastomères sont alors présentés, au regard de leur ressemblance « mécanique » avec les artères (cf. chapitre 1). Vient ensuite un paragraphe (2.3) recensant les principaux modèles de comportement développés spécifiquement pour les artères. Ce chapitre se conclut sur le choix d'un modèle de comportement de l'aorte et sur l'identification de ses coefficients (§ 2.4).

### 2.2 Mécanique en grandes transformations et hyperélasticité : concepts et principaux modèles

#### 2.2.1 Formalisme des grandes transformations

Dans la majorité des cas, les structures mécaniques sont dimensionnées en utilisant la théorie de l'élasticité linéaire associée aux hypothèses de petites déformations et de petits déplacements. Ces hypothèses permettent de simplifier grandement la formulation mathématique du problème de mécanique car il n'y a pas lieu de distinguer par exemple les opérateurs de dérivation spatiale définis sur la configuration non-déformée de ceux définis sur la configuration déformée. Cette simplification n'est plus valable dans le cadre des grands déplacements et dans le cadre des grandes déformations, ce qui est le cas pour les artères.

Dans les paragraphes qui suivent, nous définissons les principaux tenseurs de déformation qui peuvent être utilisés sur chacune des configurations non-déformée et déformée, avant d'indiquer les procédures habituelles de calcul de ces tenseurs.

### 2.2.1.1 Introduction de la notion de déformation au voisinage d'un point

La notion de déformation peut être définie à l'aide de tenseurs de déformation, qui sont des opérateurs permettant de quantifier la variation de géométrie au voisinage d'un point matériel. Ce point matériel occupe la position spatiale  $M_0$  dans la configuration de référence et la position spatiale  $M$  dans la configuration déformée (cf. figure 68).

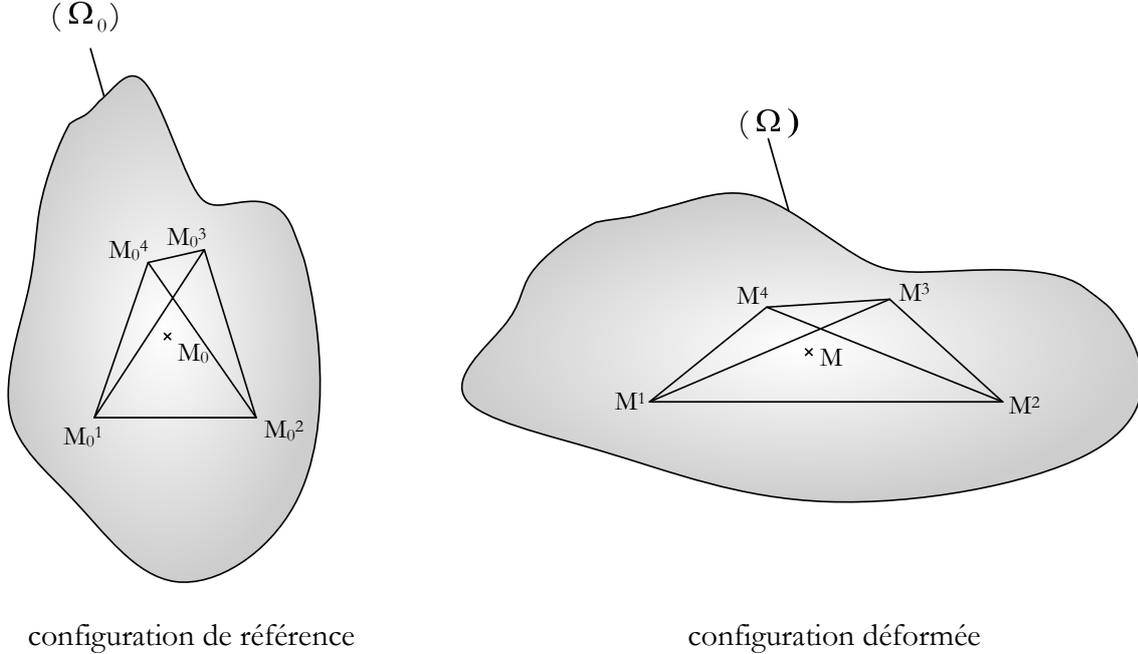


FIG. 68: Suivi d'un point matériel, et d'un tétraèdre au voisinage de ce point, appartenant à un domaine  $(\Omega)$  soumis à de grandes rotations, translations et déformations entre la configuration initiale et la configuration finale.

Vouloir caractériser la variation de géométrie, c'est-à-dire l'état de déformation au voisinage du point matériel considéré consiste à définir un opérateur qui permette de reconstruire, par exemple, le voisinage spatial du point matériel après déformation, connaissant le voisinage spatial de ce point avant déformation (ou reconstruire le voisinage spatial du point matériel avant déformation, connaissant le voisinage spatial de ce point après déformation).

Imaginons, comme représenté sur la figure 68, un voisinage spatial constitué par un petit tétraèdre  $M_0^1 M_0^2 M_0^3 M_0^4$  avant déformation, de côtés  $M_0^a M_0^b$  ( $a \neq b \in [1, 4]$ ). Ce petit tétraèdre se transforme en un petit tétraèdre  $M^1 M^2 M^3 M^4$  de côtés  $M^a M^b$  ( $a \neq b \in [1, 4]$ ) dans la configuration déformée. Il est évident que si l'on a un moyen de connaître les longueurs des six cotés  $M^a M^b$  ( $a \neq b \in [1, 4]$ ) après déformation, on sait tracer ce que devient le tétraèdre  $M_0^1 M_0^2 M_0^3 M_0^4$  lors de la déformation, aux mouvements de corps rigides près, c'est-à-dire à une translation et une rotation près. Ceci suppose que l'on utilise un seul et même instrument pour mesurer les longueurs avant et après déformation.

Dans la présentation précédente de la notion de déformation, l'élément important n'est pas le déplacement mais la variation locale de géométrie autour du point considéré. On peut « reconstruire » le tétraèdre après déformation si l'on connaît, dans les deux configurations, six informations, longueurs ou angles. Les valeurs des longueurs et des angles sont données à partir

de simples produits scalaires, notés «  $\cdot$  », utilisés comme instruments de mesure pour calculer des longueurs et des angles. Les longueurs des côtés du tétraèdre sont ainsi données par :

$$\underline{\mathbf{M}}_0^a \underline{\mathbf{M}}_0^b \cdot \underline{\mathbf{M}}_0^a \underline{\mathbf{M}}_0^b = \|\underline{\mathbf{M}}_0^a \underline{\mathbf{M}}_0^b\|^2 \quad a \neq b \in [1, 4]$$

$$\underline{\mathbf{M}}^a \underline{\mathbf{M}}^b \cdot \underline{\mathbf{M}}^a \underline{\mathbf{M}}^b = \|\underline{\mathbf{M}}^a \underline{\mathbf{M}}^b\|^2 \quad a \neq b \in [1, 4]$$

et les cosinus des angles  $\alpha_0^{bac} = \widehat{M_0^b M_0^a M_0^c}$  et  $\alpha^{bac} = \widehat{M^b M^a M^c}$  par :

$$\cos \alpha_0^{bac} = \frac{\underline{\mathbf{M}}_0^a \underline{\mathbf{M}}_0^b \cdot \underline{\mathbf{M}}_0^a \underline{\mathbf{M}}_0^c}{\|\underline{\mathbf{M}}_0^a \underline{\mathbf{M}}_0^b\| \|\underline{\mathbf{M}}_0^a \underline{\mathbf{M}}_0^c\|}$$

$$\cos \alpha^{bac} = \frac{\underline{\mathbf{M}}^a \underline{\mathbf{M}}^b \cdot \underline{\mathbf{M}}^a \underline{\mathbf{M}}^c}{\|\underline{\mathbf{M}}^a \underline{\mathbf{M}}^b\| \|\underline{\mathbf{M}}^a \underline{\mathbf{M}}^c\|}$$

Si l'on utilise une base quelconque  $(\underline{\mathbf{g}}_1, \underline{\mathbf{g}}_2, \underline{\mathbf{g}}_3)$  pour exprimer des vecteurs  $\underline{\mathbf{u}}$  et  $\underline{\mathbf{v}}$  de la configuration déformée  $(\Omega)$  tels que :

$$\underline{\mathbf{u}} = u^i \underline{\mathbf{g}}_i$$

et

$$\underline{\mathbf{v}} = v^i \underline{\mathbf{g}}_i$$

où  $u^i$  et  $v^i$  sont les composantes de  $\underline{\mathbf{u}}$  et  $\underline{\mathbf{v}}$  dans  $(\underline{\mathbf{g}}_1, \underline{\mathbf{g}}_2, \underline{\mathbf{g}}_3)$ , il vient

$$\underline{\mathbf{u}} \cdot \underline{\mathbf{v}} = u^i \underline{\mathbf{g}}_i \cdot \underline{\mathbf{g}}_j v^j = u^i g_{ij} v^j = [u^i \underline{\mathbf{g}}_i] \cdot \left[ [g_{kl} \underline{\mathbf{g}}^k \otimes \underline{\mathbf{g}}^l] [v^j \underline{\mathbf{g}}_j] \right] = \underline{\mathbf{u}} \underline{\underline{\mathbf{g}}} \underline{\mathbf{v}}$$

où l'on a fait apparaître le tenseur  $\underline{\underline{\mathbf{g}}}$ , appelé tenseur métrique, de composants  $g_{ij} = \underline{\mathbf{g}}_i \cdot \underline{\mathbf{g}}_j$  dans la base duale  $(\underline{\mathbf{g}}^1, \underline{\mathbf{g}}^2, \underline{\mathbf{g}}^3)$  associée à  $(\underline{\mathbf{g}}_1, \underline{\mathbf{g}}_2, \underline{\mathbf{g}}_3)$  par  $\underline{\mathbf{g}}^i \cdot \underline{\mathbf{g}}_j = \delta_j^i$ . Notons que si la base est orthonormée, notée  $(\underline{\mathbf{e}}_1, \underline{\mathbf{e}}_2, \underline{\mathbf{e}}_3)$  on peut alors écrire  $\underline{\mathbf{e}}_i = \underline{\mathbf{e}}^i$ , et les composantes du tenseur métrique  $\underline{\underline{\mathbf{g}}}$  deviennent  $g_{ij} = \delta_{ij}$ . On note alors souvent le tenseur métrique  $\underline{\underline{\mathbf{g}}}$  par  $\underline{\underline{\mathbf{I}}}$ , et on l'appelle aussi tenseur identité.

Si maintenant on utilise la base  $(\underline{\mathbf{G}}_1, \underline{\mathbf{G}}_2, \underline{\mathbf{G}}_3)$  pour exprimer des vecteurs  $\underline{\mathbf{U}}$  et  $\underline{\mathbf{V}}$  de la configuration non-déformée  $(\Omega)$  tels que :

$$\underline{\mathbf{U}} = U^i \underline{\mathbf{G}}_i$$

et

$$\underline{\mathbf{V}} = V^i \underline{\mathbf{G}}_i$$

on peut aussi écrire :

$$\underline{\mathbf{U}} \cdot \underline{\mathbf{V}} = U^i \underline{\mathbf{G}}_i \cdot \underline{\mathbf{G}}_j V^j = U^i G_{ij} V^j = [U^i \underline{\mathbf{G}}_i] \cdot \left[ [G_{kl} \underline{\mathbf{G}}^k \otimes \underline{\mathbf{G}}^l] [V^j \underline{\mathbf{G}}_j] \right] = \underline{\mathbf{U}} \underline{\underline{\mathbf{G}}} \underline{\mathbf{V}}$$

L'égalité des trois tenseurs  $\underline{\underline{\mathbf{g}}} = \underline{\underline{\mathbf{I}}} = \underline{\underline{\mathbf{G}}}$  traduit le fait que l'on utilise le même produit scalaire pour toutes les configurations, c'est-à-dire le même instrument de mesure géométrique.

### 2.2.1.2 Définition des principaux tenseurs de déformation

Plusieurs opérateurs, appelés tenseurs de déformations, sont utilisés pour décrire les états de déformations en grandes transformations. Les configurations de référence et déformée étant distinctes, on peut définir ces tenseurs de déformation dans l'une ou l'autre de ces configurations.

**2.2.1.2.1 Tenseurs définis sur la configuration de référence** On cherche à exprimer la variation de géométrie autour du point matériel  $M_0$  connaissant le tétraèdre initial  $M_0^1 M_0^2 M_0^3 M_0^4$ .

**Expression du produit scalaire après déformation** On définit le tenseur  $\underline{\underline{\mathbf{C}}}(M_0)$ , appelé tenseur des déformations de Cauchy Green droit ou tenseur des déformations de Green par :

$$\underline{\underline{\mathbf{M}^a \mathbf{M}^b}} \cdot \underline{\underline{\mathbf{M}^a \mathbf{M}^c}} = \underline{\underline{\mathbf{M}_0^a \mathbf{M}_0^b}} \underline{\underline{\mathbf{C}}} \underline{\underline{\mathbf{M}_0^a \mathbf{M}_0^c}} \quad (84)$$

Ce tenseur, symétrique, permet de calculer le produit scalaire des deux petits vecteurs  $\underline{\underline{\mathbf{M}^a \mathbf{M}^b}}$  et  $\underline{\underline{\mathbf{M}^a \mathbf{M}^c}}$  de la configuration déformée en fonction des vecteurs  $\underline{\underline{\mathbf{M}_0^a \mathbf{M}_0^b}}$  et  $\underline{\underline{\mathbf{M}_0^a \mathbf{M}_0^c}}$  de la configuration non-déformée.

**Expression de la variation du produit scalaire entre les deux configurations** On définit également le tenseur  $\underline{\underline{\mathbf{E}}}(M_0)$ , appelé tenseur des déformations de Green-Lagrange, par :

$$\underline{\underline{\mathbf{M}^a \mathbf{M}^b}} \cdot \underline{\underline{\mathbf{M}^a \mathbf{M}^c}} - \underline{\underline{\mathbf{M}_0^a \mathbf{M}_0^b}} \cdot \underline{\underline{\mathbf{M}_0^a \mathbf{M}_0^c}} = 2 \underline{\underline{\mathbf{M}_0^a \mathbf{M}_0^b}} \underline{\underline{\mathbf{E}}} \underline{\underline{\mathbf{M}_0^a \mathbf{M}_0^c}} \quad (85)$$

Ce tenseur, également symétrique, permet de mesurer la variation entre les configurations initiale et déformée du produit scalaire de deux vecteurs  $\underline{\underline{\mathbf{M}_0^a \mathbf{M}_0^b}}$  et  $\underline{\underline{\mathbf{M}_0^a \mathbf{M}_0^c}}$  de la configuration non-déformée au voisinage du point matériel  $M$ .

**Relations entre  $\underline{\underline{\mathbf{E}}}(M_0)$  et  $\underline{\underline{\mathbf{C}}}(M_0)$**  - De (84) et (85) on montre facilement que

$$\underline{\underline{\mathbf{E}}} = \frac{1}{2} [\underline{\underline{\mathbf{C}}} - \underline{\underline{\mathbf{G}}}] \quad (86)$$

**2.2.1.2.2 Tenseurs définis sur la configuration déformée** De la même manière, on cherche désormais à exprimer la variation de géométrie autour du point matériel  $M$  connaissant le tétraèdre déformé  $M^1 M^2 M^3 M^4$ .

**Expression du produit scalaire avant déformation** On définit le tenseur  $\underline{\underline{\mathbf{b}}}^{-1}(M)$ , appelé tenseur des déformations de Cauchy, par :

$$\underline{\underline{\mathbf{M}_0^a \mathbf{M}_0^b}} \cdot \underline{\underline{\mathbf{M}_0^a \mathbf{M}_0^c}} = \underline{\underline{\mathbf{M}^a \mathbf{M}^b}} \underline{\underline{\mathbf{b}}}^{-1} \underline{\underline{\mathbf{M}^a \mathbf{M}^c}} \quad (87)$$

Ce tenseur symétrique permet de calculer le produit scalaire des deux vecteurs  $\underline{\underline{\mathbf{M}_0^a \mathbf{M}_0^b}}$  et  $\underline{\underline{\mathbf{M}_0^a \mathbf{M}_0^c}}$  de la configuration non déformée en fonction des vecteurs  $\underline{\underline{\mathbf{M}^a \mathbf{M}^b}}$  et  $\underline{\underline{\mathbf{M}^a \mathbf{M}^c}}$  de la configuration déformée.

**Expression de la variation du produit scalaire entre les deux configurations** Par analogie avec  $\underline{\underline{\mathbf{E}}}(M_0)$ , on peut définir le tenseur  $\underline{\underline{\mathbf{e}}}(M)$  :

$$\underline{\underline{\mathbf{M}^a \mathbf{M}^b}} \cdot \underline{\underline{\mathbf{M}^a \mathbf{M}^c}} - \underline{\underline{\mathbf{M}_0^a \mathbf{M}_0^b}} \cdot \underline{\underline{\mathbf{M}_0^a \mathbf{M}_0^c}} = 2 \underline{\underline{\mathbf{M}^a \mathbf{M}^b}} \underline{\underline{\mathbf{e}}} \underline{\underline{\mathbf{M}^a \mathbf{M}^c}} \quad (88)$$

$\underline{\underline{\mathbf{e}}}(M)$  est appelé tenseur des déformations d'Almansi. Il est également symétrique.

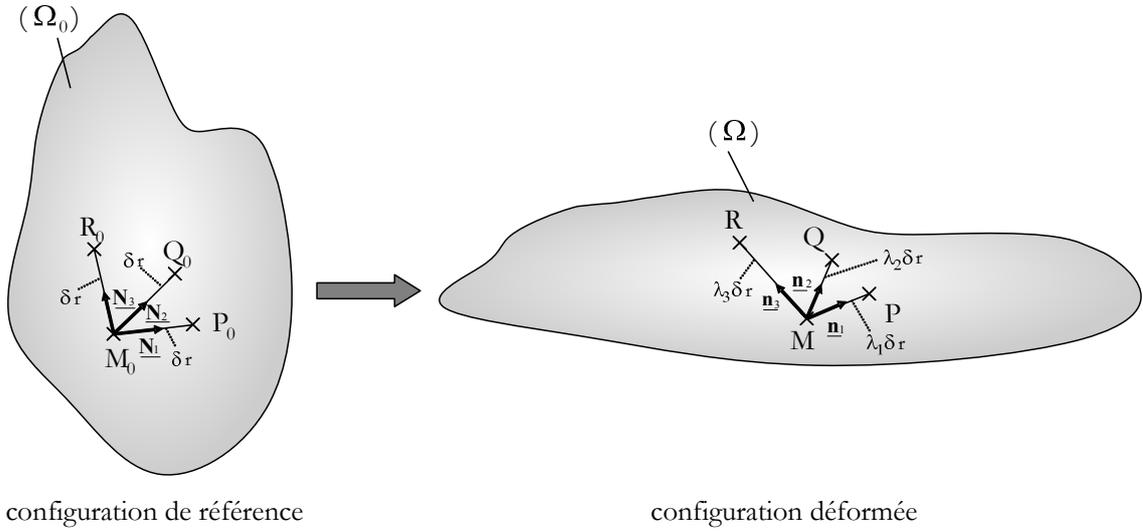
**Relations entre  $\underline{\underline{\mathbf{e}}}(M)$  et  $\underline{\underline{\mathbf{b}}}^{-1}(M)$**  - De (87) et (88) il vient :

$$\underline{\underline{\mathbf{e}}} = \frac{1}{2} [\underline{\underline{\mathbf{g}}} - \underline{\underline{\mathbf{b}}}^{-1}] \quad (89)$$

### 2.2.1.3 Élongations

**2.2.1.3.1 Valeurs et directions propres du tenseur de Cauchy-Green droit :**  $\underline{\underline{C}}(M_0)$  est un tenseur symétrique qui s'exprime dans toute base orthonormée par une matrice symétrique donc diagonalisable. Les trois termes alors obtenus sont les valeurs propres, notées  $C_k(M_0)$ , dans les directions principales dirigées par les vecteurs propres  $\underline{\underline{N}}_k(M_0)$ . On peut écrire :

$$\underline{\underline{C}} = \sum_{k=1}^3 C_k \underline{\underline{N}}_k \otimes \underline{\underline{N}}_k$$



configuration de référence

configuration déformée

FIG. 69: Illustration de la transformation de quatre points définissant un repère calé sur les directions principales

Si l'on considère, sur la figure 69, trois points  $P_0$ ,  $Q_0$  et  $R_0$ , voisins de  $M_0$  et tels que :

$$\begin{cases} \underline{\underline{M}}_0 \underline{\underline{P}}_0 = \delta r \underline{\underline{N}}_1 \\ \underline{\underline{M}}_0 \underline{\underline{Q}}_0 = \delta r \underline{\underline{N}}_2 \\ \underline{\underline{M}}_0 \underline{\underline{R}}_0 = \delta r \underline{\underline{N}}_3 \end{cases}$$

Ces points deviennent les points  $M$ ,  $P$ ,  $Q$  et  $R$  après déformation. En exprimant (84) dans  $(\underline{\underline{N}}_1, \underline{\underline{N}}_2, \underline{\underline{N}}_3)$  pour les points  $M_0$ ,  $P_0$  et  $Q_0$  on vérifie :

$$\underline{\underline{MP}} \cdot \underline{\underline{MQ}} = \begin{pmatrix} \delta r & 0 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} C_1 & 0 & 0 \\ 0 & C_2 & 0 \\ 0 & 0 & C_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 0 \\ \delta r \\ 0 \end{pmatrix} = 0$$

De même,  $\underline{\underline{MP}} \cdot \underline{\underline{MQ}} = \underline{\underline{MP}} \cdot \underline{\underline{MR}} = \underline{\underline{MQ}} \cdot \underline{\underline{MR}} = 0$ . Par contre,

$$\begin{cases} \underline{\underline{MP}} \cdot \underline{\underline{MP}} = C_1 \delta r^2 \\ \underline{\underline{MQ}} \cdot \underline{\underline{MQ}} = C_2 \delta r^2 \\ \underline{\underline{MR}} \cdot \underline{\underline{MR}} = C_3 \delta r^2 \end{cases}$$

Ainsi la sphère centrée en  $M_0$ , de rayon  $\delta r$  est transformée en un ellipsoïde centré en  $M$  de demi axe  $\lambda_1 \delta r$ ,  $\lambda_2 \delta r$  et  $\lambda_3 \delta r$  tels que :

$$\begin{cases} \|\underline{\mathbf{M}}\underline{\mathbf{P}}\| = \sqrt{C_1} \delta r = \lambda_1 \delta r \\ \|\underline{\mathbf{M}}\underline{\mathbf{Q}}\| = \sqrt{C_2} \delta r = \lambda_2 \delta r \\ \|\underline{\mathbf{M}}\underline{\mathbf{R}}\| = \sqrt{C_3} \delta r = \lambda_3 \delta r \end{cases}$$

Les  $\lambda_i$  ainsi définis sont appelés les élongations principales induites par la transformation géométrique.

**2.2.1.3.2 Valeurs et directions propres du tenseur de Cauchy** De la même manière, on peut donc écrire :

$$\underline{\underline{\mathbf{b}}}^{-1} = \sum_{k=1}^3 [b^{-1}]_k \underline{\mathbf{n}}_k \otimes \underline{\mathbf{n}}_k$$

où  $[b^{-1}]_k(M)$  sont les valeurs propres, dans les directions principales dirigées par les vecteurs propres  $\underline{\mathbf{n}}_k(M)$ . Ainsi, une sphère de centre  $M$  et de rayon  $\delta r$  dans la configuration déformée est issue d'un ellipsoïde dans la configuration non-déformée de centre  $M_0$  et de demi axes :

$$\begin{cases} \|\underline{\mathbf{M}}_0 \underline{\mathbf{P}}_0\| = \sqrt{[b^{-1}]_1} \delta r = \frac{1}{\lambda_1} \delta r \\ \|\underline{\mathbf{M}}_0 \underline{\mathbf{Q}}_0\| = \sqrt{[b^{-1}]_2} \delta r = \frac{1}{\lambda_2} \delta r \\ \|\underline{\mathbf{M}}_0 \underline{\mathbf{R}}_0\| = \sqrt{[b^{-1}]_3} \delta r = \frac{1}{\lambda_3} \delta r \end{cases}$$

**2.2.1.3.3 Définition du tenseur des déformations de Cauchy-Green gauche** On met en évidence la relation suivante entre les valeurs propres de  $\underline{\underline{\mathbf{C}}}(M_0)$  et de  $\underline{\underline{\mathbf{b}}}^{-1}(M)$  :

$$[b^{-1}]_k = \frac{1}{C_k} \quad (k \in [1, 3])$$

$\underline{\underline{\mathbf{C}}}(M_0)$  étant défini sur la configuration de référence et  $\underline{\underline{\mathbf{b}}}^{-1}(M)$  sur la configuration déformée. On définit alors le tenseur  $\underline{\underline{\mathbf{b}}}(M)$ , similaire à  $\underline{\underline{\mathbf{C}}}(M_0)$  mais défini sur la configuration déformée, appelé tenseur des déformations de Cauchy-Green gauche :

$$\underline{\underline{\mathbf{b}}} = \sum_{k=1}^3 C_k \underline{\mathbf{n}}_k \otimes \underline{\mathbf{n}}_k$$

#### 2.2.1.4 Invariants du tenseur de déformation de Cauchy-Green droit

Pour l'étude du comportement des matériaux isotropes hyperélastiques (cf. § 2.2.2), il est judicieux d'introduire les trois invariants du tenseur de déformation de Cauchy-Green droit  $\underline{\underline{\mathbf{C}}}$  suivants :

$$I_1 = \text{trace}(\underline{\underline{\mathbf{C}}}) \quad (90)$$

$$I_2 = \frac{1}{2} [(\text{trace}(\underline{\underline{\mathbf{C}}}))^2 - \text{trace}(\underline{\underline{\mathbf{C}}} \underline{\underline{\mathbf{C}}})] \quad (91)$$

$$I_3 = \det(\underline{\underline{\mathbf{C}}}) \quad (92)$$

On remarquera que les invariants du tenseur de Cauchy-Green droit  $\underline{\mathbf{b}}$  sont identiques, de par la définition de ce dernier. Avec les élongations principales, les invariants de  $\underline{\mathbf{C}}$  s'écrivent sous la forme suivante :

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \quad (93)$$

$$I_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2 \quad (94)$$

$$I_3 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 \quad (95)$$

Pour donner une signification géométrique à chacun de ces trois invariants, considérons un cube de longueur de côté unitaire, soumis à une transformation (cf. figure 70). Si les faces de ce

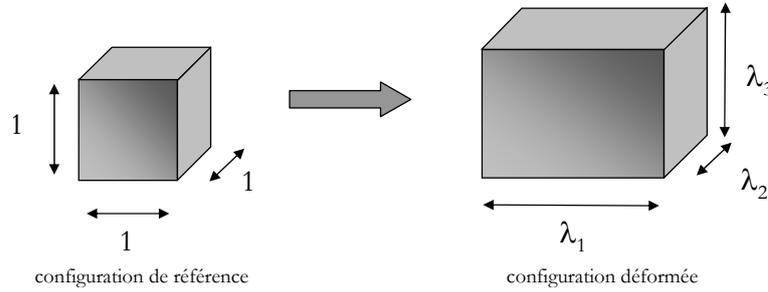


FIG. 70: Déformation d'un cube élémentaire.

cube sont orientées selon les directions principales de la déformation, les longueurs des côtés du parallélépipède résultant sont les élongations principales, et l'on peut dire que  $\sqrt{I_1}$  correspond à la longueur de la diagonale du parallélépipède,  $2I_2$  correspond à la somme des carrés des aires des faces et  $\sqrt{I_3}$  correspond au volume du parallélépipède.

### 2.2.1.5 Calculs des tenseurs de déformation

**2.2.1.5.1 Expression des composantes des tenseurs de déformation à partir des positions et du gradient de la transformation** Les vecteurs et tenseurs de la configuration de référence sont exprimés par leurs composantes dans un repère pris ici, par simplification, cartésien orthonormé noté  $(O_0, \underline{\mathbf{e}}_I, \underline{\mathbf{e}}_{II}, \underline{\mathbf{e}}_{III})$ , et ceux de la configuration déformée dans un repère cartésien orthonormé noté  $(O, \underline{\mathbf{e}}_1, \underline{\mathbf{e}}_2, \underline{\mathbf{e}}_3)$  (cf. figure 71).

Les repères étant orthonormés, le tenseur métrique s'exprime ainsi en tout point de l'espace :

$$\underline{\mathbf{G}} = \delta_{IJ} \underline{\mathbf{E}}_I \otimes \underline{\mathbf{E}}_J = \delta_{ij} \underline{\mathbf{e}}_i \otimes \underline{\mathbf{e}}_j = \underline{\mathbf{g}} = \underline{\mathbf{I}}$$

- Sur le schéma 71, on définit le vecteur position du point  $M$  avant et après la transformation :  $\underline{\mathbf{O}}_0 \underline{\mathbf{M}}_0 = \underline{\mathbf{X}} = X_I \underline{\mathbf{E}}_I$  et  $\underline{\mathbf{O}} \underline{\mathbf{M}} = \underline{\mathbf{x}} = x_i \underline{\mathbf{e}}_i$
- $M_0^a$  et  $M_0^b$  étant voisins de  $M_0$  on écrit

$$\underline{\mathbf{M}}_0 \underline{\mathbf{M}}_0^a = \delta X_I^a \underline{\mathbf{E}}_I = \delta \underline{\mathbf{X}}^a$$

$$\underline{\mathbf{M}}_0 \underline{\mathbf{M}}_0^b = \delta X_I^b \underline{\mathbf{E}}_I = \delta \underline{\mathbf{X}}^b$$

- de la même manière,  $M^a$  et  $M^b$  sont voisins de  $M$  et on écrit

$$\underline{\mathbf{M}} \underline{\mathbf{M}}^a = \delta x_i^a \underline{\mathbf{e}}_i = \delta \underline{\mathbf{x}}^a$$

$$\underline{\mathbf{M}} \underline{\mathbf{M}}^b = \delta x_i^b \underline{\mathbf{e}}_i = \delta \underline{\mathbf{x}}^b$$

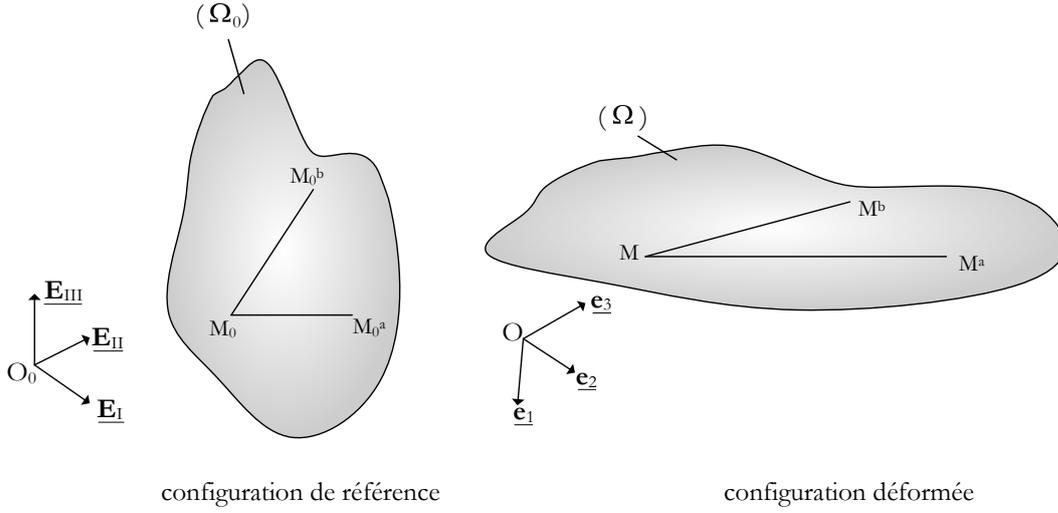


FIG. 71: Évolution au cours de la transformation des points  $M$ ,  $M^a$  et  $M^b$  appartenant au domaine  $(\Omega)$ , étudiée dans des repères cartésiens orthonormés

Avec ces notations, on recherche le tenseur  $\underline{\underline{C}}(M_0)$ . Le formalisme des grandes transformations exposé ici suppose le milieu étudié continu. Cette hypothèse permet de supposer que les positions  $\underline{\mathbf{x}}$  sont des fonctions continues et dérivables de  $\underline{\mathbf{X}}$  et du temps  $t$ , c'est-à-dire  $\underline{\mathbf{x}}(\underline{\mathbf{X}}, t)$ . Pour un temps  $t$  fixé, on peut alors écrire :

$$\delta x_i^a = \left( \frac{\partial x_i}{\partial X_I} \right)_{M_0} \delta X_I^a$$

que l'on peut noter

$$\delta \underline{\mathbf{x}}^a = \underline{\underline{\mathbf{F}}} \delta \underline{\mathbf{X}}^a \quad (96)$$

où  $\underline{\underline{\mathbf{F}}}(M_0) = \left( \frac{\partial x_i}{\partial X_I} \right)_{M_0} \mathbf{e}_i \otimes \mathbf{E}_I$  est appelée gradient de la transformation. De même, on a :

$$\delta \underline{\mathbf{x}}^b = \underline{\underline{\mathbf{F}}} \delta \underline{\mathbf{X}}^b \quad (97)$$

Ainsi il vient :

$$\underline{\underline{\mathbf{M}}} \underline{\underline{\mathbf{M}}}^a \cdot \underline{\underline{\mathbf{M}}} \underline{\underline{\mathbf{M}}}^b = \underline{\underline{\mathbf{F}}} \underline{\underline{\mathbf{M}}}_0 \underline{\underline{\mathbf{M}}}_0^a \cdot \underline{\underline{\mathbf{F}}} \underline{\underline{\mathbf{M}}}_0 \underline{\underline{\mathbf{M}}}_0^b = \underline{\underline{\mathbf{M}}}_0 \underline{\underline{\mathbf{M}}}_0^a \underline{\underline{\mathbf{F}}}^t \underline{\underline{\mathbf{F}}} \underline{\underline{\mathbf{M}}}_0 \underline{\underline{\mathbf{M}}}_0^b$$

où  $\underline{\underline{\mathbf{F}}}^t(M_0) = \left( \frac{\partial x_i}{\partial X_I} \right)_{M_0} \mathbf{E}_I \otimes \mathbf{e}_i$  est le tenseur transposé de  $\underline{\underline{\mathbf{F}}}$ .

Et par identification avec (84) :

$$\underline{\underline{\mathbf{C}}}(M_0) = \underline{\underline{\mathbf{F}}}^t \underline{\underline{\mathbf{F}}}$$

De la même façon, on écrit les autres tenseurs de déformation, précédemment définis, en fonction de  $\underline{\underline{\mathbf{F}}}$  :

– Tenseur de Green Lagrange à partir de la relation (89) :

$$\underline{\underline{\mathbf{E}}}(M_0) = \frac{1}{2} [\underline{\underline{\mathbf{F}}}^t \underline{\underline{\mathbf{F}}} - \underline{\underline{\mathbf{I}}}] \quad (98)$$

– Tenseur de Cauchy  $\underline{\underline{\mathbf{b}}}^{-1}$  :

$$\underline{\underline{\mathbf{b}}}^{-1}(M) = \underline{\underline{\mathbf{F}}}^{-t} \underline{\underline{\mathbf{F}}}^{-1} \quad (99)$$

– Tenseur d'Euler-Almansi :

$$\underline{\underline{\mathbf{e}}}(M) = \frac{1}{2} [\underline{\underline{\mathbf{I}}} - \underline{\underline{\mathbf{F}}}^{-t} \underline{\underline{\mathbf{F}}}^{-1}]$$

### 2.2.1.5.2 Expression des tenseurs de déformation en fonction des déplacements

On définit le vecteur déplacement  $\underline{\mathbf{u}}$  du point  $M_0$  tel que :

$$\underline{\mathbf{u}} = \underline{\mathbf{M}}_0 \underline{\mathbf{M}}$$

Si l'on utilise le même repère cartésien  $(O, \underline{\mathbf{e}}_1, \underline{\mathbf{e}}_2, \underline{\mathbf{e}}_3)$  pour les configurations initiales et déformées on a :

$$\underline{\mathbf{O}}\underline{\mathbf{M}} = x_i \underline{\mathbf{e}}_i = \underline{\mathbf{O}}\underline{\mathbf{M}}_0 + \underline{\mathbf{M}}_0 \underline{\mathbf{M}} = \underline{\mathbf{O}}\underline{\mathbf{M}}_0 + \underline{\mathbf{u}} \quad (100)$$

si bien que d'après (96) :

$$\underline{\underline{\mathbf{F}}} = \underline{\underline{\delta}} + \underline{\underline{\mathbf{G}}}\underline{\underline{\mathbf{r}}}\underline{\underline{\mathbf{u}}}$$

où  $\underline{\underline{\mathbf{G}}}\underline{\underline{\mathbf{r}}}\underline{\underline{\mathbf{u}}} = \frac{\partial u_i}{\partial X_j} \underline{\mathbf{e}}_i \otimes \underline{\mathbf{e}}_j$  est le gradient de déplacement calculé par rapport aux variables  $X_i$  en supposant  $\underline{\mathbf{u}}(\underline{\mathbf{X}}, t)$ . En introduisant cette relation dans (98) il vient :

$$\underline{\underline{\mathbf{E}}} = \frac{1}{2} [\underline{\underline{\mathbf{G}}}\underline{\underline{\mathbf{r}}}\underline{\underline{\mathbf{u}}} + \underline{\underline{\mathbf{G}}}\underline{\underline{\mathbf{r}}}\underline{\underline{\mathbf{u}}}^t + \underline{\underline{\mathbf{G}}}\underline{\underline{\mathbf{r}}}\underline{\underline{\mathbf{u}}}^t \underline{\underline{\mathbf{G}}}\underline{\underline{\mathbf{r}}}\underline{\underline{\mathbf{u}}}] \quad (101)$$

De la même façon, en partant de  $\underline{\mathbf{O}}\underline{\mathbf{M}}_0 = \underline{\mathbf{O}}\underline{\mathbf{M}} - \underline{\mathbf{u}}$  avec  $\underline{\mathbf{u}}(\underline{\mathbf{x}}, t)$  et en introduisant  $\underline{\underline{\mathbf{g}}}\underline{\underline{\mathbf{r}}}\underline{\underline{\mathbf{u}}} = \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \underline{\mathbf{e}}_i \otimes \underline{\mathbf{e}}_j$ , le gradient de déplacement par rapport à  $\underline{\mathbf{x}}$ , il vient :

$$\underline{\underline{\mathbf{e}}} = \frac{1}{2} [\underline{\underline{\mathbf{g}}}\underline{\underline{\mathbf{r}}}\underline{\underline{\mathbf{u}}} + \underline{\underline{\mathbf{g}}}\underline{\underline{\mathbf{r}}}\underline{\underline{\mathbf{u}}}^t - \underline{\underline{\mathbf{g}}}\underline{\underline{\mathbf{r}}}\underline{\underline{\mathbf{u}}}^t \underline{\underline{\mathbf{g}}}\underline{\underline{\mathbf{r}}}\underline{\underline{\mathbf{u}}}] \quad (102)$$

### 2.2.1.6 Cas des petites déformations et des petits déplacements

En petites déformations et petits déplacements, on peut écrire  $\frac{\partial u_i}{\partial X_j} \ll 1$  ou  $\frac{\partial u_i}{\partial x_j} \ll 1$ .

Les relations (101) et (102) deviennent alors :

$$\underline{\underline{\mathbf{E}}}(M_0) \approx \underline{\underline{\mathbf{e}}}(M) \approx \frac{1}{2} [\underline{\underline{\mathbf{g}}}\underline{\underline{\mathbf{r}}}\underline{\underline{\mathbf{u}}} + \underline{\underline{\mathbf{g}}}\underline{\underline{\mathbf{r}}}\underline{\underline{\mathbf{u}}}^t] \approx \frac{1}{2} [\underline{\underline{\mathbf{G}}}\underline{\underline{\mathbf{r}}}\underline{\underline{\mathbf{u}}} + \underline{\underline{\mathbf{G}}}\underline{\underline{\mathbf{r}}}\underline{\underline{\mathbf{u}}}^t] = \underline{\underline{\boldsymbol{\varepsilon}}} \quad (103)$$

où  $\underline{\underline{\boldsymbol{\varepsilon}}}$  est le tenseur bien connu des petites déformations.

### 2.2.1.7 Tenseur taux de déformation

Un autre tenseur cinématique doit être introduit, utile par exemple au calcul des puissances intérieures (cf. § 2.2.2.3) : le tenseur taux de déformation. Pour cela, on introduit le vecteur vitesse  $\underline{\mathbf{v}}$ , dérivée par rapport au temps du vecteur position  $\underline{\mathbf{x}}(\underline{\mathbf{X}}, t)$  et que l'on peut considérer comme fonction de  $\underline{\mathbf{X}}$  (description lagrangienne) ou de  $\underline{\mathbf{x}}$  (description eulérienne). La dérivée par rapport au temps du vecteur matériel  $\partial \underline{\mathbf{x}}$  sera alors donnée par :

$$\partial \underline{\dot{\mathbf{x}}} = \underline{\underline{\dot{\mathbf{F}}}} \partial \underline{\mathbf{X}} = \underline{\underline{\mathbf{L}}}\partial \underline{\mathbf{x}} = \underline{\underline{\mathbf{L}}}\underline{\underline{\mathbf{F}}}\partial \underline{\mathbf{X}} \quad (104)$$

avec

$$\underline{\underline{\mathbf{L}}} = \dot{\underline{\underline{\mathbf{F}}}} \underline{\underline{\mathbf{F}}}^{-1} \quad (105)$$

où  $\underline{\underline{\mathbf{L}}} = \underline{\underline{\text{grad}}}\ \underline{\mathbf{v}}$  est souvent appelé tenseur gradient de vitesse. On peut décomposer  $\underline{\underline{\mathbf{L}}}$  en une partie symétrique et une partie antisymétrique. La partie symétrique est appelée tenseur taux de déformation  $\underline{\underline{\mathbf{D}}}$  et la partie antisymétrique tenseur taux de rotation  $\underline{\underline{\mathbf{W}}}$  :

$$\underline{\underline{\mathbf{D}}} = \frac{1}{2}(\underline{\underline{\mathbf{L}}} + \underline{\underline{\mathbf{L}}}^t) \quad ; \quad \underline{\underline{\mathbf{W}}} = \frac{1}{2}(\underline{\underline{\mathbf{L}}} - \underline{\underline{\mathbf{L}}}^t) \quad (106)$$

$\underline{\underline{\mathbf{L}}}$ ,  $\underline{\underline{\mathbf{D}}}$  et  $\underline{\underline{\mathbf{W}}}$ , sont des tenseurs définis sur la configuration déformée.

### 2.2.1.8 Tenseur des contraintes de Cauchy

Sur la figure 72 on considère de nouveau le domaine appartenant à un corps matériel, de configuration initiale  $(\Omega_0)$  et de configuration déformée  $(\Omega)$ . Les forces extérieures appliquées sur ce corps induisent l'existence de forces intérieures de cohésion, notées  $d\underline{\mathbf{f}}$ , qui peuvent être décrites par un tenseur de contrainte.

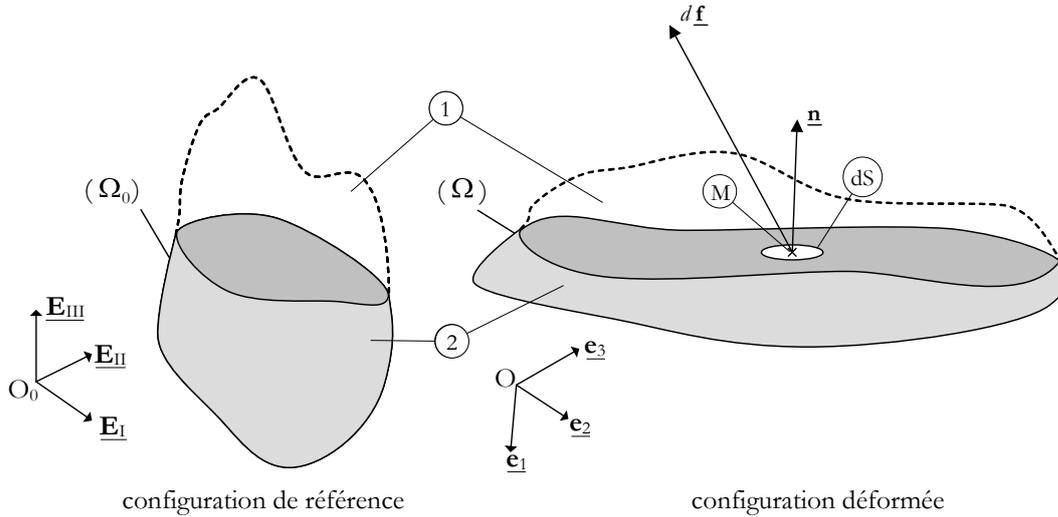


FIG. 72: Efforts intérieurs  $d\underline{\mathbf{f}}$  sur un élément de surface  $S$  de normale  $\underline{\mathbf{n}}$  appartenant au domaine  $(\Omega)$  dans la configuration déformée

Soit  $M$  un point intérieur au solide pris dans le domaine  $(\Omega)$  de la configuration déformée. Il est alors possible de séparer ce domaine en deux parties ① et ② par une surface  $S$  passant par le point  $M$ . Soit  $\underline{\mathbf{n}}$  le vecteur unitaire porté par la normale à la surface et  $dS$  un petit élément de cette surface, centré au point  $M$ . Les efforts de cohésion  $d\underline{\mathbf{f}}$  à travers l'élément de surface  $dS$  peuvent donc être caractérisés par le vecteur contrainte  $\underline{\mathbf{t}}$ , appelé vecteur contrainte de Cauchy, calculé comme suit :

$$\underline{\mathbf{t}}(M, \underline{\mathbf{n}}) = \lim_{dS \rightarrow 0} \frac{d\underline{\mathbf{f}}}{dS} \quad (107)$$

On définit alors le tenseur des contraintes de Cauchy  $\underline{\underline{\boldsymbol{\sigma}}}(M)$ , défini sur la configuration déformée, par :

$$\underline{\mathbf{t}}(M, \underline{\mathbf{n}}) = \underline{\underline{\boldsymbol{\sigma}}}(M) \underline{\mathbf{n}} \quad (108)$$

### 2.2.1.9 Équations d'équilibre, principe des puissances virtuelles

Le principe de conservation de la masse au cours de la transformation s'écrit, sous sa forme globale :

$$\iiint_{\Omega} \rho dV = \iiint_{\Omega_0} \rho_0 dV_0 \quad (109)$$

et sous sa forme locale :

$$\frac{dV}{dV_0} = \frac{\rho_0}{\rho} = \det \underline{\underline{\mathbf{F}}} = J \quad (110)$$

car  $dV = JdV_0$ .

En mécanique des milieux continus, lorsque qu'un corps est à l'équilibre et que les effets inertiels sont négligés, le principe fondamental de la statique permet de transcrire l'équilibre mécanique du corps ( $\Omega$ ) (cf. figure 72) :

$$\iint_{\partial\Omega} \underline{\underline{\boldsymbol{\sigma}}} \underline{\underline{\mathbf{n}}} dS + \iiint_{\Omega} \underline{\underline{\mathbf{b}}} dV = \underline{\underline{\mathbf{0}}} \quad (111)$$

où  $\underline{\underline{\mathbf{b}}}$  représente les forces de volumes extérieures. En utilisant le théorème de la divergence dans la configuration déformée, on tire de (111) une équation d'équilibre locale, valable en tout point  $M$  de ( $\Omega$ ) :

$$\underline{\underline{\mathbf{div}}} \underline{\underline{\boldsymbol{\sigma}}} + \underline{\underline{\mathbf{b}}} = \underline{\underline{\mathbf{0}}} \quad (112)$$

En multipliant la relation (112) par un champ de vitesse virtuel  $\underline{\underline{\mathbf{v}}}$  approprié et en l'intégrant sur l'ensemble du domaine d'étude, on peut récrire, moyennant quelques développements, l'équation d'équilibre (111) sous une forme variationnelle appelée principe des puissances virtuelles :

$$\iiint_{\Omega} \text{trace}(\underline{\underline{\boldsymbol{\sigma}}} \underline{\underline{\mathbf{D}}}^*) dV = \iiint_{\Omega} \underline{\underline{\mathbf{b}}} \cdot \underline{\underline{\mathbf{v}}}^* dV + \iint_{\partial\Omega} (\underline{\underline{\boldsymbol{\sigma}}} \underline{\underline{\mathbf{n}}}) \cdot \underline{\underline{\mathbf{v}}}^* dS \quad , \quad (113)$$

à la base des schémas de résolution des problèmes aux limites dans les logiciels éléments finis (cf. chapitres 3 et 4). Le terme de gauche de cette équation (113) représente la puissance totale des efforts intérieurs  $P_{int}$  au domaine ( $\Omega$ ), tandis que le terme de droite représente la puissance totale des efforts extérieurs  $P_{ext}$  au domaine ( $\Omega$ ).

### 2.2.2 Formulation d'un comportement réversible à partir d'un potentiel hyperélastique

D'un point de vue mathématique mais également physique, les équations d'équilibre ne suffisent pas à résoudre le problème mécanique d'équilibre d'un corps déformable. D'une part, il met en jeu plus d'inconnues que d'équations, et d'autre part, il ne tient pas compte des propriétés mécaniques des corps, propres à chaque matériau. Il convient donc de compléter l'énoncé du problème par les conditions aux limites sur la zone frontière du domaine, complémentaire à la zone frontière sur laquelle est appliqué le chargement, et par une loi modélisant le comportement mécanique du matériau, appelée loi de comportement. Cette loi est généralement basée sur des expériences mécaniques et des considérations physiques.

### 2.2.2.1 Définition de l'hyperélasticité

Le comportement mécanique des matériaux, lorsqu'il est élastique, est classiquement modélisé à l'aide de fonctions mathématiques reliant, entre autre, des états de contraintes  $y$  à des états de déformations  $x$ , comme l'illustre la courbe  $y(x)$  de la figure 73. La théorie de l'hyperélasticité postule quant à elle l'existence d'un potentiel de déformation élastique  $w$ , fonction de l'état de déformation  $x$ , c'est-à-dire  $w(x)$ . On relie alors à tout instant l'état de contrainte  $y$  à l'état de déformation  $x$  par la relation :

$$dw = ydx \text{ ou } y = \frac{dw}{dx}$$

Comme on peut le voir sur la figure 73,  $w$  est représenté par l'aire sous la courbe  $y(x)$ , si le point origine de la courbe correspond à l'état de repos du matériau.

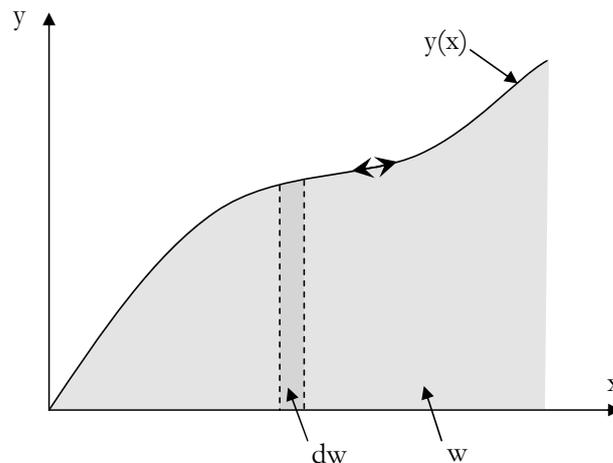


FIG. 73: Courbe état de contrainte  $y$  en fonction de l'état de déformation  $x$  d'un matériau. L'aire sous la courbe représente le potentiel hyperélastique  $w$ .

### 2.2.2.2 Illustration de l'hyperélasticité : traction d'un barreau

Prenons l'exemple d'un barreau de longueur  $L_0$  et de section  $S_0$  soumis progressivement à un effort de traction passant de  $0$  à  $P_F$  (cf. figure 74). Au cours de la sollicitation, le barreau

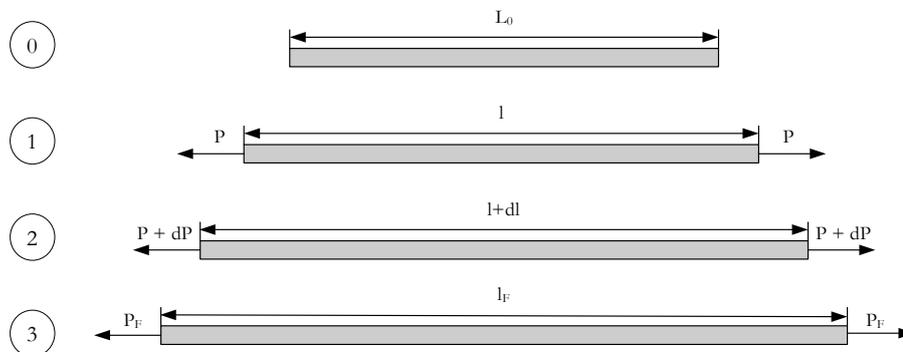


FIG. 74: Schéma d'une poutre de longueur initiale  $L_0$  et de section initiale  $S_0$  soumise à un chargement progressif, passant de  $P = 0$  à  $P_F$  au cours des étapes ① à ③.

possède une longueur  $l$  sous un chargement  $P$ . Si on augmente l'effort de chargement à  $P + dP$  le barreau passe d'une longueur  $l$  à une longueur  $l + dl$ . Lorsque le chargement atteint  $P_F$ , la longueur du barreau atteint  $l_F$ . Grâce au principe de conservation de la masse, on peut écrire :

$$m = \rho_0 S_0 L_0 = \rho S l = \rho_F S_F l_F$$

avec  $m$  la masse du barreau,  $\rho_0$ ,  $\rho$  et  $\rho_F$  respectivement la masse volumique du matériau avant, pendant et après le chargement. Les mêmes notations sont utilisées pour la section  $S$  et la longueur  $L$ .

Le travail fourni au barreau entre les étapes ① et ② pour l'allonger s'écrit :

$$dW = P dl$$

Si le comportement du matériau est réversible dans la gamme de sollicitation appliquée, on peut écrire  $P = f(l)$  si bien que entre ② et ① le travail s'écrit :

$$W \Big|_{\text{②}}^{\text{①}} = W_{el\text{①}} - W_{el\text{②}}$$

où  $W_{el}$  est le potentiel élastique qui est une fonction d'état. On définit alors  $w$  le potentiel hyperélastique par unité de volume initial :

$$w = \frac{W_{el}}{V_0}$$

Supposons que l'on cherche à exprimer une loi de comportement du barreau sous la forme d'une loi hyperélastique. Nous allons développer un tel formalisme en utilisant pour ce cas unidimensionnel deux mesures de la déformation. Cet exemple pédagogique permet d'illustrer la démarche qui sera utilisée dans le cas tridimensionnel.

- Si on utilise comme mesure de la déformation  $\varepsilon = \frac{l - L_0}{L_0}$ , et  $w(\varepsilon)$  :

$$dw = \frac{dW_{el}}{V_0} = \frac{P dl}{S_0 L_0} = \frac{P}{S} \frac{\rho_0}{\rho} \frac{1}{1 + \varepsilon} d\varepsilon$$

La contrainte de Cauchy  $\sigma = \frac{P}{S}$  dans la direction du barreau est alors donnée par :

$$\sigma = \frac{\rho}{\rho_0} (1 + \varepsilon) \frac{dw(\varepsilon)}{d\varepsilon} \quad (114)$$

- Si l'on utilise comme mesure de la déformation  $\varepsilon^{ln} = \ln \frac{l}{L_0}$ , et  $w(\varepsilon^{ln})$  :

$$dw = \frac{dW}{V_0} = \frac{P dl}{S_0 L_0} = \frac{\rho_0}{\rho} \frac{P}{S} \frac{dl}{l} = \frac{\rho_0}{\rho} \sigma d\varepsilon^{ln}$$

La contrainte de Cauchy dans la direction du barreau s'écrit cette fois :

$$\sigma = \frac{\rho}{\rho_0} \frac{dw(\varepsilon^{ln})}{d\varepsilon^{ln}} \quad (115)$$

La comparaison des relations (114) et (115) montre que plusieurs formulations d'une même loi de comportement sont possibles suivant la définition de la déformation utilisée comme variable d'état du potentiel hyperélastique. Ce constat, illustré ici sur un cas unidimensionnel, est également valable pour les problèmes tridimensionnels.

### 2.2.2.3 Cas tridimensionnel

La figure 75 illustre l'évolution d'un volume infinitésimal initial de matière  $dV_0$ , centré en  $M_0$ , appartenant au domaine  $\Omega_0$ , à l'état initial. Ces éléments évoluent par la transformation pour devenir respectivement  $dV$ ,  $M$  et  $\Omega$  à l'instant  $t$ , et  $dV'$ ,  $M'$  et  $\Omega'$  à l'instant  $t + dt$ .

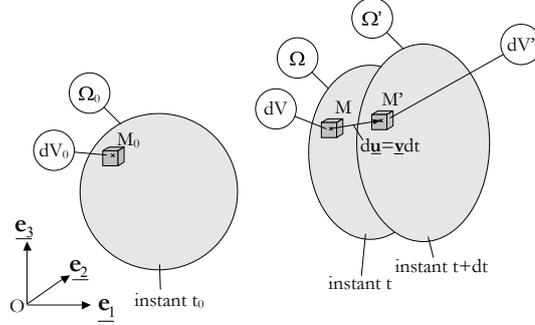


FIG. 75: Transformation d'un élément volumique ( $dV_0$ ) de matière centré en un point  $M_0$ , qui devient ( $dV$ ) centré sur  $M$  à l'instant  $t$ , puis ( $dV'$ ) centré sur  $M'$  à l'instant  $t + dt$ .

Pour la simplicité de la présentation, nous exprimerons toutes les grandeurs dans un repère cartésien orthonormé  $(O, \mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3)$ . Entre l'instant  $t$  et l'instant  $t + dt$  le travail des forces extérieures  $dW$  pour le volume  $dV$  autour du point  $M$  s'écrit, à partir de la relation (113) :

$$dW = \text{trace}(\underline{\underline{\boldsymbol{\sigma}}} \underline{\underline{\mathbf{D}}}) dV dt = \text{trace}(\underline{\underline{\boldsymbol{\sigma}}} \underline{\underline{\mathbf{L}}}^t) dV dt = \underline{\underline{\boldsymbol{\sigma}}} : \underline{\underline{\mathbf{L}}}^t dV dt \quad (116)$$

L'opérateur « : » représente le produit doublement contracté, équivalent à la trace du produit simple dans le cas de deux tenseurs d'ordre 2. D'autre part, en supposant que le potentiel hyperélastique  $w$  peut être défini comme une fonction de  $\underline{\underline{\mathbf{F}}}$ , on peut écrire :

$$dW = dV_0 dw = dV_0 \frac{\partial w}{\partial \underline{\underline{\mathbf{F}}}} d\underline{\underline{\mathbf{F}}}^t \quad (117)$$

où  $dw$  est le travail des forces extérieures par unité de volume initial. Avec (105), on peut montrer que :

$$d\underline{\underline{\mathbf{F}}}^t = \underline{\underline{\mathbf{F}}}^t \underline{\underline{\mathbf{L}}}^t dt \quad (118)$$

si bien que (117) devient :

$$dW = dV_0 \left( \frac{\partial w}{\partial \underline{\underline{\mathbf{F}}}} \underline{\underline{\mathbf{F}}}^t \right) : \underline{\underline{\mathbf{L}}}^t dt \quad (119)$$

Les relations (116) et (119) permettent alors d'écrire, par simple identification :

$$\underline{\underline{\boldsymbol{\sigma}}} = \frac{1}{J} \frac{dw(\underline{\underline{\mathbf{F}}})}{d\underline{\underline{\mathbf{F}}}} \underline{\underline{\mathbf{F}}}^t \quad (120)$$

Il convient de noter que le tenseur gradient de la transformation  $\underline{\underline{\mathbf{F}}}$ , qui est une des façons de caractériser la déformation du matériau, dépend du repère dans lequel il est étudié. Ainsi, on dira que la relation (120) ne respecte pas le principe d'indifférence matérielle ou d'objectivité (Sidoroff 1982, Marckmann 2004). Elle ne peut donc être définie que dans un repère donné. Les tenseurs de déformations définis au paragraphe 2.2.1.2, en revanche, sont indépendants de la

base d'étude. Il est alors préférable, par exemple, de considérer le potentiel hyperélastique  $w$  comme une fonction d'état de  $\underline{\underline{\mathbf{C}}}$ , avec  $\underline{\underline{\mathbf{C}}} = \underline{\underline{\mathbf{F}}}^t \underline{\underline{\mathbf{F}}}$ . On montre alors que :

$$\underline{\underline{\boldsymbol{\sigma}}} = \frac{2}{J} \underline{\underline{\mathbf{F}}} \frac{\partial w(\underline{\underline{\mathbf{C}}})}{\partial \underline{\underline{\mathbf{C}}}} \underline{\underline{\mathbf{F}}}^t \quad (121)$$

Cette nouvelle expression reliant les états de contrainte et de déformation respecte quant à elle le principe d'indifférence matérielle.

La théorie de l'hyperélasticité est souvent utilisée pour modéliser le comportement mécanique de matériaux incompressibles. C'est le cas des élastomères, mais également des artères (cf. § 1.4.3). D'après (110), l'incompressibilité se traduit par :

$$J = \det \underline{\underline{\mathbf{F}}} = 1 \quad (122)$$

ou encore

$$\text{trace}(\underline{\underline{\mathbf{D}}}) = 0 \quad (123)$$

L'état de contrainte est alors donné par la relation (124) à la pression hydrostatique  $p$  près :

$$\underline{\underline{\boldsymbol{\sigma}}} = 2 \underline{\underline{\mathbf{F}}} \frac{\partial w(\underline{\underline{\mathbf{C}}})}{\partial \underline{\underline{\mathbf{C}}}} \underline{\underline{\mathbf{F}}}^t - p \underline{\underline{\mathbf{I}}} \quad (124)$$

$p$ , qui apparaît comme un multiplicateur de Lagrange, sera déterminé par les conditions aux limites du domaine d'étude.

#### 2.2.2.4 Cas isotrope : potentiel fonction des invariants du tenseur de déformation de Cauchy-Green gauche

Dans le cas d'un matériau considéré isotrope, il est possible de montrer que l'énergie de déformation élastique  $w$  est uniquement fonction de trois invariants du tenseur de déformation. A partir de  $\underline{\underline{\mathbf{C}}}$  et de ses invariants (90) à (92) on a par exemple  $w(I_1, I_2, I_3)$ , et l'on peut montrer que le tenseur des contraintes de Cauchy s'écrit :

$$\underline{\underline{\boldsymbol{\sigma}}} = 2 \frac{1}{J} \underline{\underline{\mathbf{F}}} \left[ \left( \frac{\partial w}{\partial I_1} + I_1 \frac{\partial w}{\partial I_2} \right) \underline{\underline{\mathbf{I}}} - \frac{\partial w}{\partial I_2} \underline{\underline{\mathbf{C}}} + I_3 \frac{\partial w}{\partial I_3} \underline{\underline{\mathbf{C}}}^{-1} \right] \underline{\underline{\mathbf{F}}} \quad (125)$$

en tenant compte du fait que

$$\frac{\partial I_1}{\partial \underline{\underline{\mathbf{C}}}} = \underline{\underline{\mathbf{I}}}; \quad \frac{\partial I_2}{\partial \underline{\underline{\mathbf{C}}}} = \text{trace}(\underline{\underline{\mathbf{C}}}) \underline{\underline{\mathbf{I}}} - \underline{\underline{\mathbf{C}}} = I_1 \underline{\underline{\mathbf{I}}} - \underline{\underline{\mathbf{C}}}; \quad \frac{\partial I_3}{\partial \underline{\underline{\mathbf{C}}}} = \det \underline{\underline{\mathbf{C}}} \underline{\underline{\mathbf{C}}}^{-1} = I_3 \underline{\underline{\mathbf{C}}}^{-1}$$

Dans le cas d'un matériau incompressible, l'invariant  $I_3$  du tenseur  $\underline{\underline{\mathbf{C}}}$  est alors égal à 1. L'expression de la loi de comportement (125) sera alors amputée de son terme en  $I_3$ , puisqu'on aura simplement :  $w(I_1, I_2)$ . Elle sera complétée par un terme de pression, comme (124).

#### 2.2.2.5 Introduction à l'anisotropie hyperélastique

Pour modéliser le comportement d'un matériau anisotrope de type orthotrope de révolution par le biais d'un potentiel hyperélastique on introduit un vecteur  $\mathbf{a}_0$  dans la configuration non déformée qui décrit l'axe d'orthotropie de révolution. Spencer (1971) a présenté des relations pour la fonction densité d'énergie dépendant de non plus trois mais cinq invariants du tenseur

des déformations de Cauchy-Green droit. Les deux nouveaux invariants, notés  $I_4$  et  $I_5$  s'écrivent ainsi :

$$I_4 = \underline{\mathbf{a}}_0 \underline{\mathbf{C}} \underline{\mathbf{a}}_0$$

$$I_5 = \underline{\mathbf{a}}_0 \underline{\mathbf{C}}^2 \underline{\mathbf{a}}_0$$

En prenant donc en compte l'anisotropie, l'équation (121) devient :

$$\underline{\underline{\boldsymbol{\sigma}}} = 2J^{-1} \mathbf{F} \left[ \left( \frac{\partial w}{\partial I_1} + I_1 \frac{\partial w}{\partial I_2} \right) \mathbf{I} - \frac{\partial w}{\partial I_2} \underline{\mathbf{C}} + I_3 \frac{\partial w}{\partial I_3} \underline{\mathbf{C}}^{-1} + \frac{\partial w}{\partial I_4} \underline{\mathbf{a}}_0 \otimes \underline{\mathbf{a}}_0 + \frac{\partial w}{\partial I_5} \underline{\mathbf{a}}_0 \otimes \underline{\mathbf{C}} \cdot \underline{\mathbf{a}}_0 + \underline{\mathbf{a}}_0 \cdot \underline{\mathbf{C}} \otimes \underline{\mathbf{a}}_0 \right] \mathbf{F}^t \quad (126)$$

avec

$$\frac{\partial I_4}{\partial \underline{\mathbf{C}}} = \underline{\mathbf{a}}_0 \otimes \underline{\mathbf{a}}_0$$

et

$$\frac{\partial I_5}{\partial \underline{\mathbf{C}}} = \underline{\mathbf{a}}_0 \otimes \underline{\mathbf{C}} \cdot \underline{\mathbf{a}}_0 + \underline{\mathbf{a}}_0 \cdot \underline{\mathbf{C}} \otimes \underline{\mathbf{a}}_0$$

### 2.2.2.6 En résumé

L'écriture de la relation contrainte/déformation en fonction des invariants du tenseur de Cauchy-Green droit  $\underline{\mathbf{C}}$  est la plus communément utilisée pour décrire le comportement élastique non-linéaire des matériaux admettant de grandes déformations réversibles ( $> 10\%$ ). L'expression mathématique du potentiel hyperélastique  $w$  est ensuite déterminée pour reproduire au mieux les réponses du matériau obtenues sous sollicitations variées. Dans ce but,  $w$  peut être élaborée à partir de résultats expérimentaux, de considérations statistiques, microstructurales... Une multitude de modèles différents a donc ainsi été proposée. Le paragraphe 2.2.3 passe en revue les principaux modèles qui ont été développés pour les élastomères, qui constituent les potentiels « de base » de l'hyperélasticité (ces matériaux ont en effet longtemps été les seuls matériaux hyperélastiques utilisés dans des applications industrielles). Le paragraphe 2.3 détaille ensuite les modèles hyperélastiques développés spécialement pour reproduire les caractéristiques mécaniques des tissus vivants, et des artères en particulier.

### 2.2.3 Modèles hyperélastiques d'élastomères usuels

Il est relativement aisé de construire des relations simples décrivant le comportement de matériaux hyperélastiques sous chaque mode de déformation considéré séparément. Déterminer, en revanche, une fonction permettant de décrire le comportement d'un tel matériau quel que soit son mode de déformation est beaucoup plus complexe. La littérature relate des formes très variées du potentiel hyperélastique  $w$  dans le cas des élastomères (Marckmann 2004). Certaines sont purement phénoménologiques, d'autres sont basées sur des considérations physiques d'ordonnement du réseau de chaînes polymériques qui composent ce type de matériau. Étant donné la quasi-incompressibilité des matériaux usuellement modélisés par ces modèles hyperélastiques (élastomères et artères par exemple), les potentiels présentés ci-après ne dépendent pas de l'invariant  $I_3$  (cf. § 2.2.2.4).

### 2.2.3.1 Les modèles physiques statistiques

Le matériau élastomère est constitué d'un réseau de longues chaînes flexibles orientées aléatoirement et jointes par des liaisons chimiques. Les modèles physiques partent de ce constat pour calculer, sur la base de considérations statistiques, le potentiel hyperélastique  $w$  d'une chaîne à partir de son entropie (Chagnon 2003). Ainsi les modèles de potentiels hyperélastiques physiques les plus courants sont :

- Le modèle néo-hookéen, qui est le modèle hyperélastique le plus simple. Établi en 1943 (Treloar 1943) sur la base de considérations statistiques gaussiennes. Ce potentiel s'écrit :

$$w = \frac{1}{2}nkT(I_1 - 3) \quad (127)$$

où  $n$  est le nombre de chaînes par unité de volume,  $T$  la température absolue et  $k$ , la constante de Boltzmann. Très simple d'utilisation car ne nécessitant l'identification que de l'unique paramètre  $n$ , ce modèle n'est en revanche pas fiable au delà de 50 à 200 % de déformation, selon le matériau. Il est notamment incapable de décrire le raidissement final souvent observé sur les courbes de traction uniaxiale.

- Pour décrire plus efficacement le comportement des élastomères, plus particulièrement pour les fortes déformations, des modèles construits à partir de la modélisation de la répartition des chaînes dans l'espace ont été développés. Ces modèles utilisent la théorie statistique non gaussienne et prennent en compte la limite d'extensibilité des chaînes. On peut citer les modèles trois chaînes (James & Guth 1943), quatre chaînes (Flory 1944, Treloar 1946), huit chaînes (Arruda & Boyce 1993) et full-chain (Treloar & Riding 1979, Wu & Giessen 1993). En pratique, seul le modèle huit chaînes est fréquemment utilisé mais exprimé sous la forme d'un développement limité, afin de simplifier son implantation dans les codes de calculs. Le potentiel hyperélastique  $w$  correspondant s'écrit :

$$w = C_R N \left[ \frac{\lambda_{chain}}{\sqrt{N}} \beta + \ln \frac{\beta}{\sinh \beta} \right] \quad (128)$$

$$\text{où } \lambda_{chain} = \sqrt{\frac{I_1}{3}}, \beta = \mathcal{L}^{-1} \left[ \frac{\sqrt{I_1}}{3N} \right]$$

et  $\mathcal{L}$  est la fonction de Langevin, définie par  $\mathcal{L}(x) = \coth(x) - \frac{1}{x}$ .  $C_R$  représente la densité de chaîne par unité de volume, et  $N$  le nombre de segments de la chaîne.

### 2.2.3.2 Les modèles phénoménologiques

#### 2.2.3.2.1 Modèles de séries de Rivlin

- **Le modèle de Mooney**

Ce modèle est développé à partir du constat que le caoutchouc possède un comportement linéaire en cisaillement simple. Il s'écrit ainsi :

$$w = C_1 (I_1 - 3) + C_2 (I_2 - 3) \quad (129)$$

Le modèle de Mooney nécessite l'identification de deux constantes matérielles,  $C_1$  et  $C_2$ . Il est bien adapté pour décrire le comportement de la plupart des caoutchoucs sur des plages de déformations logarithmiques inférieures à 0,7 (Marckmann 2004).

– **Les séries de Rivlin**

Ce modèle est une extension du modèle de Mooney qui décrit  $w$  comme une série polynomiale en  $(I_1 - 3)$  et  $(I_2 - 3)$ .

$$w = \sum_{i=0, j=0}^{\infty} C_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j \quad (130)$$

avec  $C_{00} = 0$  car ce potentiel hyperélastique  $w$  doit être nul à l'état non déformé. On utilise généralement ce modèle avec des termes d'ordre 2 ou 3. Déjà à l'ordre 3 il est nécessaire d'identifier 9 paramètres matériau.

– **Le modèle de Yeoh**

Ce modèle est lui aussi construit à partir de la même série polynomiale que le modèle de Mooney-Rivlin à l'ordre 3 mais les termes incluant le second invariant de la déformation  $I_2$  sont exclus ( $j = 0$ ). En outre, ne sont gardés que les termes  $i = 1, 2, 3$ . L'expression (130) devient :

$$w = C_{10} (I_1 - 3) + C_{20} (I_1 - 3)^2 + C_{30} (I_1 - 3)^3 \quad (131)$$

Pour l'ensemble de ces modèles basés sur des séries de Rivlin, pour assurer la stabilité du potentiel, c'est-à-dire la bijectivité de la relation contrainte/déformation, il est suffisant d'avoir :  $C_{ij} \geq 0$ .

**2.2.3.2.2 Le modèle de Hart-Smith** Constatant que  $\frac{\partial w}{\partial I_1}$  est pratiquement constant pour beaucoup d'élastomères lorsque  $I_1$  est inférieur à 12, mais qu'il augmente fortement après, [Hart-Smith \(1966\)](#) propose un modèle empirique où la fonction exponentielle modélise le raidissement du matériau :

$$\frac{\partial w}{\partial I_1} = G e^{k_1(I_1 - 3)^2} \quad \text{et} \quad \frac{\partial w}{\partial I_2} = G \frac{k_2}{I_2} \quad (132)$$

où  $G$ ,  $k_1$  et  $k_2$  sont les trois paramètres à identifier.

**2.2.3.2.3 Le modèle d'Ogden** [Ogden \(1972\)](#) introduit l'idée que  $w$  peut s'exprimer en fonction des élongations principales. Il introduit une forme mathématique en série de puissances :

$$w = \sum_{n=1}^N \frac{\mu_n}{\alpha_n} (\lambda_1^{\alpha_n} + \lambda_2^{\alpha_n} + \lambda_3^{\alpha_n} - 3) \quad (133)$$

Ce modèle est classiquement utilisé avec  $N = 3$ , nécessitant l'identification de 6 constantes matériau.

Cette présentation non exhaustive des potentiels hyperélastiques à notre disposition montre qu'il existe une grande variété de modèles, certains construits à partir de considérations physiques, d'autres à partir d'observations phénoménologiques. Du point de vue physique, on peut également distinguer les potentiels dépendants des invariants du tenseur des déformations de Cauchy-Green droit  $\underline{\underline{C}}$ , de ceux dépendants des élongations principales  $\lambda_i$ .

## 2.3 Les modèles appliqués aux tissus vivants

Nous avons vu au paragraphe 1.4.3 que le matériau de la paroi artérielle se comporte essentiellement de façon élastique. Sa modélisation est donc construite à partir du même formalisme en grandes déformations que les élastomères. Néanmoins, dans la littérature, l'écriture du potentiel d'énergie de déformation est souvent spécifique aux tissus vivants.

Holzapfel et al. (2000a) et Vito & Dixon (2003) proposent des revues de la littérature concernant la modélisation du comportement mécanique des parois artérielles. Certains auteurs modélisent le comportement actif des artères, gouverné en particulier par l'activation des cellules musculaires lisses vasculaires (Rachev & Hayashi 1999), mais la majorité des travaux de modélisation du tissu artériel est réalisé sur son comportement passif. Le comportement de l'aorte abdominale, qui fait l'objet de cette étude, est d'ailleurs considéré passif, comme celui de toutes les grosses artères proximales (cf. § 1.4). Parmi ces modèles passifs, on peut identifier différentes catégories : les modèles pseudoélastiques simples, les modèles viscoélastiques et les modèles poroélastiques.

- On parle de modèle pseudoélastique car le comportement des artères n'est pas strictement identique lors de la charge et lors de la décharge. Il s'agit alors d'identifier un modèle pour la charge et un pour la décharge. En pratique, l'hystérésis étant très faible pour les artères proximales (cf. § 1.4.3), l'identification d'un seul modèle hyperélastique est souvent suffisant en première approximation.
- Les modèles viscoélastiques permettent quant à eux d'étudier la réponse mécanique du matériau artériel en fonction de la vitesse de sollicitation (Holzapfel et al. 2002a). Cette prise en compte des effets de vitesse est nécessaire pour l'étude des artères distales, dont le comportement visqueux est prononcé. Elle est moins cruciale pour les artères proximales (cf. § 1.4.3).
- Enfin, une autre approche, plus riche, consiste à considérer le matériau artériel non plus comme un milieu hyperélastique continu mais comme un milieu hyperélastique poreux saturé de liquide incompressible (milieu aqueux). Des modèles poroélastiques sont alors définis (Simon et al. 1998), modélisant l'aorte comme un matériau poreux isotrope incompressible hyperélastique baigné dans un liquide incompressible.

Il est envisagé de mettre en oeuvre un potentiel hyperélastique pour la modélisation du comportement mécanique de l'aorte abdominale. Aussi, la suite de ce paragraphe présente uniquement les principaux modèles hyperélastiques.

### 2.3.1 Principaux potentiels hyperélastiques utilisés

Bien que certains modèles soient déduits d'observations microstructurales (comme pour les élastomères) (Wuyts et al. 1995), la plupart des modèles de comportement passif des artères sont issus de considérations phénoménologiques, décrivant le matériau artériel d'un point de vue macroscopique (Holzapfel et al. 2000a). Ils ont, en outre, principalement été développés pour décrire le comportement mécanique des artères sous sollicitations physiologiques.

Parmi ces lois de comportement, certains auteurs modélisent simplement le comportement des tissus artériels en utilisant un module d'élasticité incrémental (Thubrikar et al. 2001), voire constant (Vorp et al. 1998). Néanmoins, les modèles de potentiels les plus communs et les mieux adaptés à une étude numérique sont hyperélastiques. Ces modèles hyperélastiques peuvent être décomposés en deux catégories : les modèles isotropes et les modèles anisotropes. Les modèles

hyperélastiques les plus représentatifs de ces deux catégories sont présentés ci-après.

### 2.3.1.1 Potentiels hyperélastiques isotropes

De nombreux auteurs mettent en oeuvre des potentiels hyperélastiques isotropes pour décrire le comportement mécanique des tissus artériels. Ainsi, certains auteurs utilisent simplement des formes polynomiales de type série de Rivlin (cf. § 2.2.3.2.1)(Gu et al. 2006, Lally et al. 2005, Raghavan & Vorp 2000, Raghavan et al. 2000, Di-Martino & Vorp 2003). D'autres préfèrent des formes logarithmiques (Takamizawa & Hayashi 1987). Nous avons vu au § 1.4.3 que le comportement de ce matériau est fortement raidissant. Partant de ce constat, de nombreux auteurs ont proposé des modèles de comportement hyperélastiques dont la fonction densité d'énergie de déformation est construite à partir d'une fonction exponentielle. Delfino et al. (1997) proposent ainsi un modèle isotrope en exponentielle écrit sous la forme suivante :

$$w = \frac{a}{b} \left[ e^{\frac{b}{2}(I_1 - 3)} - 1 \right] \quad (134)$$

où  $a$  et  $b$  sont les deux uniques paramètres du modèle.

### 2.3.1.2 Potentiels hyperélastiques anisotropes

Un certain nombre d'auteurs ont proposé des potentiels hyperélastiques anisotropes, dans le but de décrire plus finement le comportement anisotrope qu'ils observaient pour les tissus artériels.

- S'inspirant du fort raidissement de ce type de tissus lorsque la déformation augmente, Chuong & Fung (1983) sont les premiers à avoir proposé une loi de type exponentielle. Leur potentiel, prenant en compte l'orthotropie de révolution du matériau, s'écrit (ce modèle suppose une symétrie selon l'axe de l'artère du problème étudié, les composantes hors-diagonale de  $\underline{\underline{\mathbf{E}}}$  étant alors négligées) :

$$w = \frac{1}{2}c (e^Q - 1) \quad (135)$$

où  $c$  est un paramètre matériau et

$$Q = b_1 E_1^2 + b_2 E_2^2 + b_3 E_3^2 + 2b_4 E_1 E_2 + 2b_5 E_2 E_3 + 2b_6 E_3 E_1 \quad (136)$$

$b_i$  sont des paramètres matériau et  $E_j$  les composantes diagonales du tenseur des déformations de Green-Lagrange dans les directions axiale, circonférentielle et radiale. L'utilisation de ce modèle implique donc l'identification de 7 paramètres.

- Certains auteurs utilisent ce modèle de Fung, en montrant qu'il est possible d'omettre certaines constantes matériau, de façon à faciliter l'identification (Okamoto et al. 2002, Schulze-Bauer et al. 2003) :

$$w = \frac{1}{2}c \left( e^{(b_1 E_1^2 + b_2 E_2^2 + 2b_3 E_1 E_2)} \right) \quad (137)$$

- D'autres auteurs ont développé des modèles orthotropes basés sur les trois invariants du tenseur des déformations  $\underline{\underline{\mathbf{C}}}$ , auquel s'ajoute l'invariant  $I_4$ , défini au paragraphe 2.2.2.5. Weiss et al. (1996) proposent ainsi un potentiel anisotrope, simple extension du modèle de Mooney-Rivlin, utilisant l'invariant  $I_4$  :

$$w = c_1(I_1 - 3) + c_2(I_2 - 3) + c_3(e^{I_4 - 1} - I_4) \quad (138)$$

où  $c_1$ ,  $c_2$  et  $c_3$  sont les constantes matériau à identifier. Le vecteur  $\mathbf{a}_0$ , sur lequel est basé l'invariant  $I_4$  (cf. § 2.2.2.5), est ici porté par la direction la plus raide, qui est la direction privilégiée des fibres du matériau anisotrope (c'est souvent la direction circonférentielle dans le cas des artères).

- Holzapfel & Weizsäcker (1998) proposent un modèle composé de la somme d'une partie isotrope, exprimée en invariants de  $\underline{\underline{\mathbf{C}}}$ , et d'une autre, anisotrope, exprimée en fonction des composantes du tenseur des déformations de Green, dans les directions axiale, circonférentielle et radiale :

$$w = w_{iso} + w_{aniso} \quad (139)$$

avec

$$w_{iso} = c_1(I_1 - 3) \quad (140)$$

et

$$w_{aniso} = c_2(e^Q - 1) \quad (141)$$

où  $Q$  est issu du potentiel de Fung (136) et où  $c_1$ ,  $c_2$  et les six paramètres  $b_i$  sont des constantes matériau à identifier.

- Modèle de Holzapfel et al. (2002b) :

Les auteurs proposent dans cet article un modèle très complet de comportement du tissu artériel dont le potentiel est décomposé en deux parties, l'une représentant la compressibilité du matériau, et l'autre, son comportement à volume constant. La partie élastique isochore du potentiel, notée  $w_{elas}$ , est elle même décomposée en deux : une isotrope et une anisotrope.

$$w_{elas} = w_{iso} + w_{aniso} \quad (142)$$

ou encore

$$w_{elas} = \frac{\mu}{2}(I_1 - 3) + \sum_{\alpha=1}^2 \frac{k_1}{k_2} \left( e^{k_2(I_4^\alpha - 1)^2} - 1 \right) \quad (143)$$

où  $\mu$ ,  $k_1$  et  $k_2$  sont des paramètres matériaux. Deux invariants  $I_4$  sont ici définis :  $I_4^1$  et  $I_4^2$ , les vecteurs correspondants  $\mathbf{a}_0^1$  et  $\mathbf{a}_0^2$  étant portés par deux directions privilégiées d'enroulement des fibres de collagène au sein des différentes couches de l'artère, mises en évidence par les auteurs (cf. figure 76).

### 2.3.2 Modèles affinis de comportement des artères

Pour décrire plus fidèlement la réalité, certains auteurs ont développé des modèles, issus pour la plupart des potentiels précédents, mais décrivant plus précisément la paroi artérielle (cf. chapitre 1). On peut ainsi recenser des études modélisant séparément le comportement mécanique de plusieurs couches de la paroi, et des travaux modélisant certains phénomènes mécaniques irréversibles.

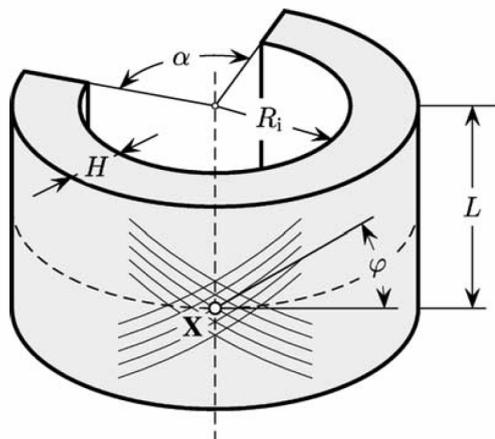


FIG. 76: Schéma du tronçon artériel présentant deux orientations de fibres de collagène privilégiées, toutes deux repérées par rapport à la direction circumférentielle grâce à l'angle  $\varphi$  (figure issue de [Holzapfel et al. \(2002a\)](#)).

### 2.3.2.1 Modélisations multicouches

Il a été observé des différences notables de comportement mécanique des différentes couches composant la paroi artérielle ([Vito & Dixon 2003](#)). Cela concerne aussi bien des différences de raideur que des différences de comportement anisotrope. Les fibres de collagènes contenues dans la media sont notamment beaucoup mieux organisées selon deux directions privilégiées que les fibres de collagène de l'adventitia. Certaines études modélisant le comportement mécanique des artères mettent ainsi en place des modèles multicouches pour tenir compte de cette organisation hétérogène du matériau ([Holzapfel et al. 2002b](#)). Pour cela, chaque couche considérée est modélisée par un potentiel hyperélastique aux paramètres matériaux identifiés spécifiquement. Les expressions mathématiques des potentiels de chaque couche sont parfois identiques, parfois spécifiques.

### 2.3.2.2 Prise en compte de phénomènes irréversibles

Pour étudier le comportement mécanique d'une artère au cours d'une opération endovasculaire d'angioplastie <sup>20</sup> avec mise en place d'un stent, [Holzapfel et al. \(2002b\)](#) ont élaboré un modèle très complet d'un tronçon d'artère coronarienne pathologique. Outre la modélisation de chacune des trois couches séparément, la modélisation de plaques calcifiées et la prise en compte de la compressibilité et de l'anisotropie, ce modèle de comportement des couches comporte un terme supplémentaire, prenant en compte les phénomènes de plasticité observés lors des grandes déformations engendrées par le gonflement du ballonnet d'angioplastie.

<sup>20</sup>Opération très fréquente, notamment au niveau de l'artère coronarienne, sujette à la sténose. Elle consiste à gonfler puis dégonfler, par voie endovasculaire, un ballonnet au niveau du rétrécissement de section, de façon à permettre un meilleur écoulement sanguin. Cette intervention peut aussi être complétée par la mise en place d'un stent.

## 2.4 Choix d'un modèle de comportement d'aorte

### 2.4.1 Choix d'un modèle

L'étude bibliographique relative à la modélisation du comportement mécanique des artères (§ 2.3) a montré les importants développements théoriques à notre disposition pour modéliser les effets variés du comportement mécanique des artères, tels que l'anisotropie, la non-homogénéité dans l'épaisseur, les éventuels effets visqueux...

- On peut considérer que les collets de l'anévrisme, sur lesquels s'appuient l'endoprothèse, ne sont pas touchés par la maladie anévrismale. Or, il ressort de l'étude de la littérature concernant le comportement mécanique de l'aorte (cf. § 1.5) que le matériau sain ne possède pas de caractère anisotrope marqué. Le modèle de comportement mécanique du tronçon d'aorte représentant le collet anévrisimal sera donc choisi isotrope.
- En outre, ne disposant pas de données concernant le comportement mécanique de chacune des trois couches qui composent la paroi de l'aorte, nous prenons le parti de modéliser cette paroi par une unique couche homogène équivalente, sur laquelle nous disposons de résultats expérimentaux (cf. § 1.4.2).
- Par ailleurs, il a été mentionné au paragraphe 1.2.5 que le comportement mécanique des artères proximales, dont l'aorte abdominale fait partie, ne présente pas de sensibilité à la vitesse de déformation et peu d'hystérésis. Le modèle choisi sera donc uniquement hyperélastique.
- Malgré une variabilité importante, l'ensemble des résultats expérimentaux du paragraphe 1.4 montrent un raidissement important aux fortes déformations (cf. figures 64 (b), 65 (a) et 66).

Les potentiels hyperélastiques en série de Rivlin semblent offrir un bon compromis entre leur capacité à reproduire ce raidissement et le nombre limité de paramètres à identifier. Pour modéliser le comportement mécanique de l'artère dans la simulation numérique (cf. chapitres 3 et 4), un potentiel très simple, dépendant uniquement de  $I_1$ , a ainsi été choisi :

$$w = C_{10} (I_1 - 3) + C_{20} (I_1 - 3)^2 \quad (144)$$

Seulement deux paramètres doivent donc être identifiés :  $C_{10}$  et  $C_{20}$ .

### 2.4.2 Identification

Pour identifier ces paramètres, les résultats de la littérature présentés au paragraphe 1.4.2 ont été utilisés. Le matériau étant supposé isotrope, le calage du modèle a été effectué sur la base des résultats présentant un comportement isotrope. C'est le cas des trois échantillons sains soumis à un état de traction équi-biaxiale (cf. figure 77 (a)). L'essai de Vande-Geest et al. (2006) présente un comportement mécanique isotrope mais sur une zone peu étendue de contrainte et de déformation, qui ne couvre pas entièrement la zone de sollicitation physiologique. Les essais de Okamoto et al. (2002), en revanche, ont été conduits beaucoup plus loin. Ces essais concernent des échantillons d'aorte ascendante. Les aortes ascendante et abdominale sont toutes deux des artères proximales, et on supposera qu'elles possèdent un comportement mécanique semblable. Le dispositif endovasculaire étudié étant destiné à une personne atteinte d'anévrisme, **il a semblé judicieux d'utiliser les résultats de Okamoto et al. (2002) issus du patient âgé, l'âge avancé étant un des facteurs de risques de présence d'anévrisme.**

Sur les graphes (a) et (b) de la figure 77, le modèle construit à partir du potentiel (144) calé sur cet essai, et dont les paramètres sont  $C_{10} = 1,29 \cdot 10^{-3}$  MPa et  $C_{20} = 0,29$  MPa, est

superposé aux résultats expérimentaux pour deux types de sollicitation mécanique, c'est-à-dire la traction équi-biaxiale (a) et la traction uniaxiale (b). On constate que ce modèle hyperélastique permet de reproduire relativement bien le comportement en traction équi-biaxiale de l'échantillon considéré (figure 77 (a)). Le fort raidissement est notamment bien pris en compte. Si l'on compare la prédiction de ce modèle en traction uniaxiale avec les différents résultats d'essais en traction uniaxiale issus du paragraphe 1.4.2 (figure 77 (b)), on remarque que le modèle passe correctement parmi les différents résultats expérimentaux. Là encore, le raidissement est qualitativement bien reproduit.

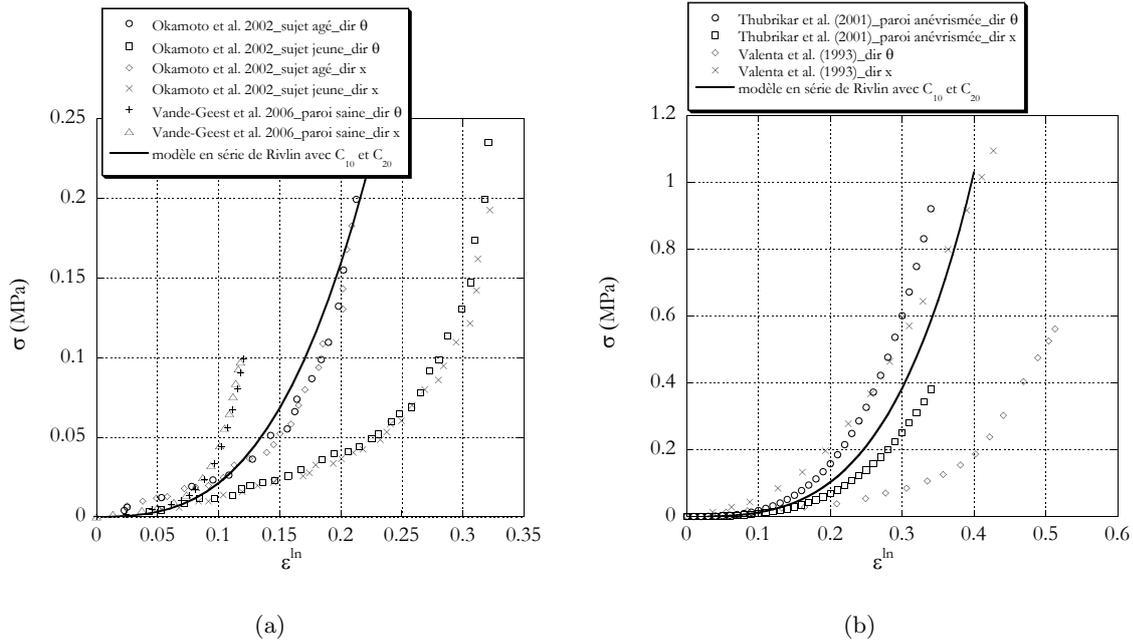


FIG. 77: Comparaison du potentiel hyperélastique (144) ( $C_{10} = 1,29 \cdot 10^{-3}$ ,  $C_{20} = 0,29$  MPa) avec les données expérimentales, pour des sollicitations de traction équi-biaxiale (figure (a)) et uniaxiale (figure (b)).

## 2.5 En résumé

Consacré à la modélisation du comportement mécanique de l'artère, basé sur des sources bibliographiques, ce chapitre a d'abord détaillé composition, structure, géométrie et étude du comportement mécanique des tissus artériels de l'aorte abdominale. Après des rappels de notions relatives à l'hyperélasticité, les principaux potentiels hyperélastiques employés pour la modélisation des artères ont été présentés, permettant, dans une dernière partie, le choix justifié d'un potentiel hyperélastique isotrope homogène pour la modélisation de l'aorte abdominale. Les deux paramètres de ce potentiel basé sur les séries de Rivlin ( $C_{10} = 1,29 \cdot 10^{-3}$  et  $C_{20} = 0,29$  MPa) ont alors été identifiés à partir d'une étude comparative des résultats expérimentaux disponibles dans la littérature.

Cette identification d'un modèle de comportement représentatif de l'aorte abdominale est le premier élément du modèle numérique d'endoprothèse à joint gonflable par osmose en contact avec un tronçon d'aorte, dont la présentation complète fait l'objet du chapitre suivant.

## Chapitre 3

# Présentation du problème traité

### 3.1 Introduction

Dans ce chapitre et le suivant, on traite par simulation numérique le problème mécanique posé par la fixation de l'endoprothèse osmotiquement active pour anévrismes aortiques (cf. figure 57). Ce chapitre présente le modèle numérique mis en oeuvre grâce au code de calcul par éléments finis ABAQUS (Hibbit 2005).

Cette étude fait intervenir trois corps : l'aorte, l'endoprothèse et un tore de membrane semi-perméable (cf. figure 57). Le paragraphe 3.2 du présent chapitre fait une synthèse rapide des aspects concernant la modélisation du tronçon d'aorte. Les paragraphes 3.3 et 3.4 exposent ensuite l'ensemble des données géométriques ainsi que les modèles de comportement mécanique respectivement utilisés pour la modélisation de l'endoprothèse et de la membrane semi-perméable. On détaille enfin, dans le paragraphe 3.5, la géométrie complète, les conditions aux limites appliquées et le maillage du modèle traité.

### 3.2 Modélisation de l'aorte

Le chapitre 2 a conclu sur le choix d'un potentiel hyperélastique isotrope basé sur les séries de Rivlin (équation (144)) dont les coefficients sont :  $C_{10} = 1,29 \cdot 10^{-3}$  MPa et  $C_{20} = 0,29$  MPa, le matériau étant considéré incompressible. Ce potentiel est déjà introduit dans ABAQUS (potentiel de Yeoh (144) avec  $C_{30}=0$ ).

Du point de vue géométrique, l'étude numérique envisagée fait intervenir le tronçon d'aorte sain situé au-dessus de l'anévrisme, appelé collet proximal. Les principales dimensions de l'aorte dans cette zone ont été passées en revue au cours du paragraphe 1.3. Mesurées *in vivo* sous pression systolique, les dimensions de ce tronçon d'artère cylindrique sont : le diamètre intérieur de l'aorte  $D_a$ , l'épaisseur de sa paroi  $e_a$  et la hauteur du cou  $h_a$ . Les dimensions choisies pour le modèle numérique sont reportées dans le tableau 7.

Afin de connaître la géométrie de l'artère dans l'état non-sollicité (avec une pression sanguine  $P$  nulle), un modèle numérique simple de tronçon artériel a été mis en place sous ABAQUS. En supposant l'artère parfaitement cylindrique le modèle mis en place est axisymétrique. La figure 78 présente la géométrie et les conditions aux limites de ce modèle numérique.

Utilisant le potentiel hyperélastique (144), ce modèle d'un tronçon d'aorte est soumis à une pression  $P$  systolique de 0,017 MPa. Les faces hautes et basses du tronçon aortique sont bloquées

	dimension (mm)	sources bibliographiques
$D_a$	22,48	Vallabhaneni & Harris (2001)
$e_a$	2,22	Li et al. (2004)
$h_a$	entre 23,1 et 27,4	Armon et al. (1997), Vallabhaneni & Harris (2001)

TAB. 7: Tableau récapitulatif des dimensions relatives au collet proximal de l'anévrisme, identifiées à partir de la littérature.

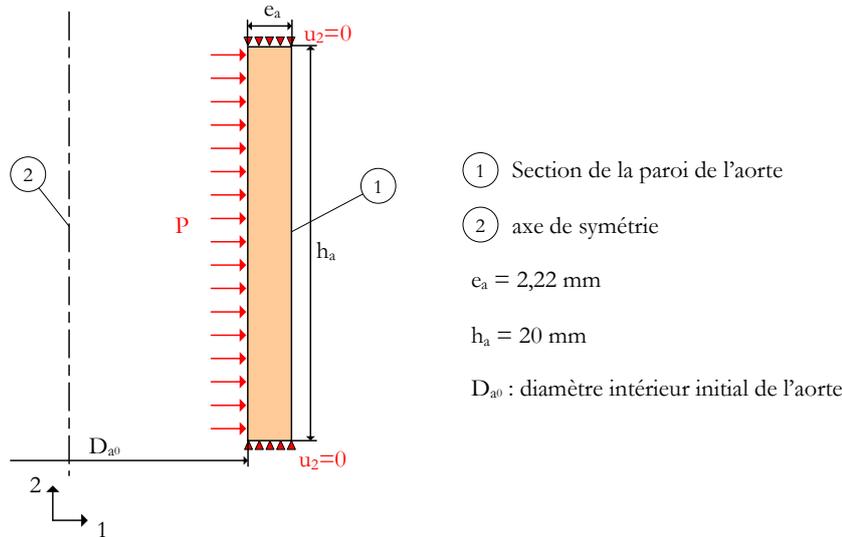


FIG. 78: Géométrie et conditions aux limites du modèle axisymétrique d'un tronçon d'artère, utilisé pour la détermination du diamètre de l'aorte non sollicitée.

en translation axiale, comme le font Li & Kleinstreuer (2005), Guadagni et al. (2001), Di-Martino & Vorp (2003), Raghavan & Vorp (2000) et Wang et al. (2002). L'aorte étant considérée incompressible (cf. § 1.4), sa modélisation par éléments finis suppose le recours à l'utilisation d'éléments mixtes déplacement-pression (Hibbit 2005). Le maillage de ce tronçon d'aorte est identique à celui du modèle global présenté au paragraphe 3.5.4. Il est visible sur la figure 86. Par calculs itératifs, on détermine le diamètre intérieur de l'aorte au repos  $D_{a0} = 18,16$  mm pour que sous pression systolique ce diamètre soit égal à 22,48 mm, diamètre moyen mesuré par Vallabhaneni & Harris (2001) (cf. § 1.3.1). Si l'on compare les résultats de ce modèle avec les résultats de la littérature concernant la mesure de la lumière aortique en fonction de la pression énoncés au paragraphe 1.4.1 (cf. figure 79) on remarque que dans la gamme des pressions physiologiques, les raideurs simulées sont cohérentes avec l'ensemble des données expérimentales.

### 3.3 Modélisation du stent

L'endoprothèse envisagée dans cette étude est basée sur une endoprothèse classique, composée d'un manchon textile à l'intérieur d'un stent, auquel est ajouté un tore de membrane semi-perméable au niveau de la fixation. Le manchon textile ne participant pas au comportement mécanique de l'endoprothèse contre la paroi de l'aorte, seuls le stent et la membrane torique seront considérés dans cette étude.

Un stent est une structure grillagée dont les fils sont généralement composés d'un alliage à mémoire de forme : le Nickel-Titane (cf. § 3.3.3.2 de la partie I). La modélisation numérique

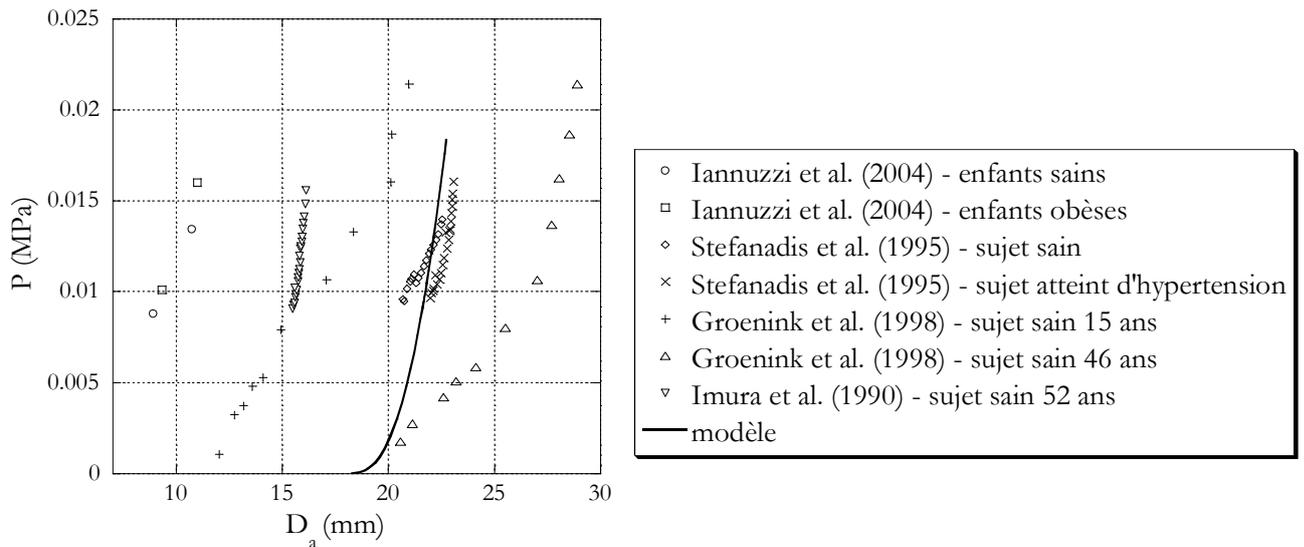


FIG. 79: Évolution de la pression sanguine  $P$  en fonction du diamètre de la lumière aortique  $D_a$ . Comparaison des mesures *in vivo* avec le modèle éléments finis mis en place.

d'une telle pièce est ardue à double titre : d'une part parce qu'il s'agit d'une structure complexe, composée de nombreux fils de faible section et très élancés (cf. figure 80), et d'autre part parce que le matériau constitutif possède un comportement mécanique complexe, fortement non-linéaire et présentant un effet d'hystérésis important.

Pour pallier le problème de complexité de la structure, nous avons considéré, comme le font Li & Kleinstreuer (2005, 2006a,b), que le stent se comporte mécaniquement comme un tube creux équivalent. Cette hypothèse de modélisation très forte est illustrée sur la figure 80.

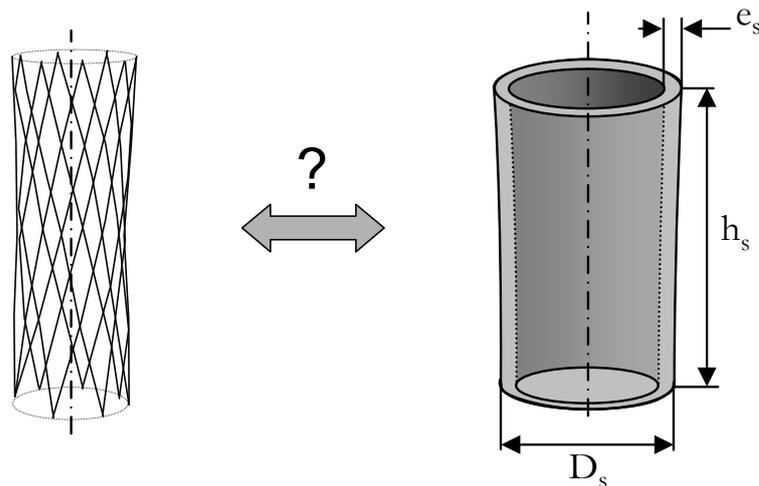


FIG. 80: Illustration de la modélisation de la structure grillagée d'un stent par un cylindre creux mécaniquement équivalent

Pour cela, une épaisseur de paroi du tube équivalent a été fixée à  $e_s = 0,2$  mm, ce qui correspond plus ou moins à l'épaisseur de la structure grillagée du stent. Si, à l'échelle globale du stent, considérer le stent comme un cylindre creux équivalent est une hypothèse très réaliste

lorsque le stent subit des sollicitations radiales, le comportement de ce cylindre équivalent en flexion sera en revanche très fortement dépendant de l'épaisseur de sa paroi  $e_s$ . D'autre part, à l'échelle d'une maille du grillage du stent, son comportement mécanique et celui de son cylindre équivalent sont franchement divergents. Aussi, il est important de noter que, quelle que soit la finesse avec laquelle le comportement mécanique du cylindre équivalent au stent est déterminé, le simple remplacement de la structure grillagée du stent par un cylindre creux engendre une approximation, notamment à l'échelle locale et vis-à-vis de son comportement en flexion.

En ce qui concerne la détermination du comportement mécanique de ce cylindre équivalent, nous avons choisi, comme le font là encore Li & Kleinstreuer (2005, 2006b,a), de considérer un modèle isotrope élastique linéaire, défini par deux paramètres : un module d'élasticité équivalent  $E_s$  et un coefficient de Poisson équivalent  $\nu_s$ . Ce dernier a été fixé arbitrairement à  $\nu_s = 0,35$ , calqué sur les travaux de Li & Kleinstreuer (2006b).

Le module d'élasticité équivalent  $E_s$  est identifié à partir de travaux de la littérature. Cette littérature est très pauvre en ce qui concerne la rigidité radiale des stents aortiques. En revanche, on trouve des mesures *in vivo* de l'augmentation du diamètre du cou aortique due à la pose d'implants endovasculaires. Ainsi selon Badran et al. (2002) (étude réalisée sur 73 patients, équipés d'implants de 9 marques différentes), on observe immédiatement après le largage de l'endoprothèse une augmentation de diamètre de la paroi extérieure du cou de l'anévrisme de 4,6 %.

On propose alors d'estimer la raideur de l'endoprothèse par identification inverse sur la base d'une simulation numérique, de façon analogue à la détermination du diamètre au repos de la lumière aortique (cf. § 3.2). Un modèle éléments finis a donc été créé, mettant en contact un cylindre représentant l'endoprothèse classique avec un tronçon d'aorte aux propriétés mécaniques, à la géométrie et aux conditions aux limites présentées dans le paragraphe 3.2. Le module d'élasticité  $E_s$  est ajusté par itérations en fonction du diamètre mesuré de l'aorte en fonctionnement de façon à obtenir la même augmentation de diamètre que celle mesurée dans la littérature.

Pour compléter ce modèle numérique, le diamètre extérieur du stent  $D_s$  ainsi que sa hauteur  $h_s$  restent à définir. La société Gore, dans la notice technique relative aux implants qu'elle commercialise (Gore n.d.), recommande un diamètre extérieur  $D_s$  de l'endoprothèse au moins deux millimètres plus grand que le diamètre aortique intérieur  $D_a$  mesuré *in vivo*. Au paragraphe 3.2, ce dernier a été choisi à  $D_a = 22,48$  mm pour la maquette numérique. Le diamètre extérieur du cylindre équivalent au stent est donc fixé à  $D_s = 24,5$  mm. La hauteur modélisée du stent est arbitrairement fixée à  $h_s = 15$  mm (seule la partie supérieure de l'endoprothèse, au niveau de la fixation proximale, est modélisée). Toutes les données géométriques relatives à la modélisation du stent sont reportées dans le tableau 8.

	$D_s$	$e_s$	$h_s$
dimension (mm)	24,5	0,2	15

TAB. 8: Tableau récapitulatif des dimensions relatives au cylindre mécaniquement équivalent au stent.

Comme le modèle d'aorte sous pression sanguine (cf. § 3.2), ce modèle est axisymétrique. La figure 81 présente la géométrie, les conditions aux limites ainsi que le maillage mis en oeuvre. Les étapes de la modélisation sont similaires à celles du modèle d'endoprothèse équipée d'une membrane torique en contact avec l'aorte, qui seront présentées dans le paragraphe 3.5.1. Ces étapes permettent de positionner le cylindre équivalent au stent en contact avec la paroi interne de l'aorte.

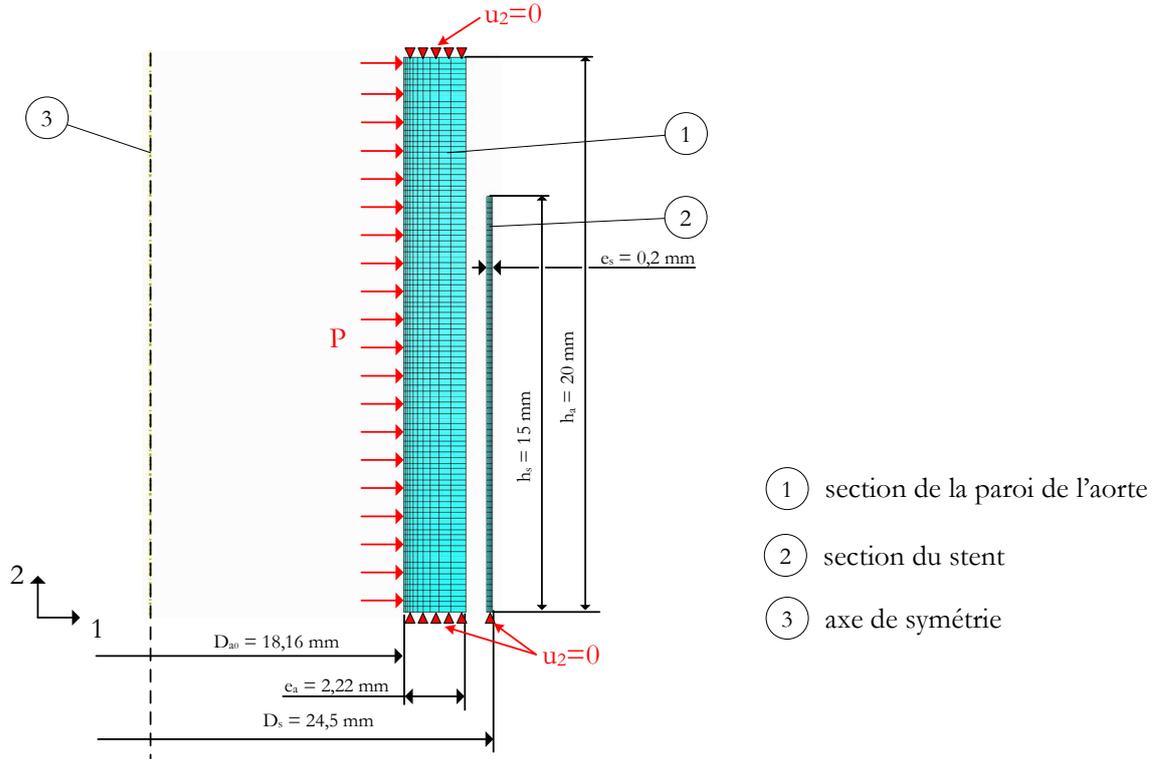


FIG. 81: Géométrie, conditions aux limites et maillage utilisés pour modéliser l'aorte en contact avec le stent.

Après utilisation de ce modèle aux éléments finis, il apparaît que pour générer une augmentation de diamètre de 4,6 % de la paroi extérieure du tronçon d'aorte, le module d'Young du cylindre équivalent au stent  $E_s$  doit être de 32 MPa.

## 3.4 Modélisation du tore osmotiquement gonflable

### 3.4.1 Comportement mécanique

Le comportement mécanique de la membrane semi-perméable a été étudié expérimentalement au paragraphe 2.4 de la partie II. Une analyse fine de son comportement pendant la charge a été réalisée grâce à un formalisme hypoélastique. Pour l'étude numérique réalisée dans cette partie III, l'utilisation d'un tel modèle est problématique : en effet, au cours de la simulation numérique, la membrane subit un chemin de chargement complexe, que le modèle de comportement hypoélastique n'est pas en mesure de décrire. Aussi, nous avons choisi d'utiliser pour cette membrane un modèle élasto-plastique simple, mais capable de modéliser des trajets de chargements plus complexes qu'une simple charge. Ce modèle est à écrouissage isotrope. Très brièvement (pour plus d'informations sur la théorie associée à la modélisation de la plasticité, voir par exemple [Lemaitre & Chaboche \(1985\)](#)), le modèle élasto-plastique choisi, présent dans ABAQUS, suppose la décomposition de l'incrément de déformation  $d\underline{\underline{\epsilon}}$  en une partie élastique et une partie plastique :

$$d\underline{\underline{\epsilon}} = d\underline{\underline{\epsilon}}^{el} + d\underline{\underline{\epsilon}}^{pl} \quad (145)$$

La partie élastique suit la loi de Hooke et s'écrit :

$$d\underline{\underline{\varepsilon}}^{el} = \frac{1+\nu}{E_m} d\underline{\underline{\sigma}} - \frac{\nu_m}{E_m} d(\text{trace}(\underline{\underline{\sigma}}))\underline{\underline{\mathbf{1}}} \quad (146)$$

où  $E_m$  et  $\nu_m$  sont les modules d'Young et coefficient de Poisson de la membrane semi-perméable, supposés constants. Dans le cas de la plasticité avec écoulement isotrope, on écrit généralement que l'écrouissage des niveaux de contrainte de Von-Mises  $\sigma_{VM}$ , qui s'écrit

$$\sigma_{VM} = \sqrt{\frac{3}{2} \underline{\underline{\sigma}}' : \underline{\underline{\sigma}}' } ,$$

où  $\underline{\underline{\sigma}}'$  est le déviateur du tenseur des contraintes  $\underline{\underline{\sigma}}$  :

$$\underline{\underline{\sigma}}' = \underline{\underline{\sigma}} - \frac{1}{3} \text{trace}(\underline{\underline{\sigma}})\underline{\underline{\mathbf{1}}} ,$$

est une fonction puissance de la déformation plastique de Von-Mises  $\varepsilon_{VM}^{pl}$  (cf. figure 82) :

$$\sigma_{VM} - \sigma_Y = K_Y \left( \varepsilon_{VM}^{pl} \right)^{\frac{1}{M_Y}} \quad (147)$$

Dans cette expression (147),  $\sigma_Y$  est la limite élastique initiale du matériau en traction simple,  $K_Y$  est le coefficient de résistance plastique et  $M_Y$  l'exposant d'écrouissage. La déformation équivalente de Von-Mises est définie par

$$\varepsilon_{VM}^{pl} = \int_0^t d\varepsilon_{VM}^{pl} dt$$

avec

$$d\varepsilon_{VM}^{pl} = \sqrt{\frac{2}{3} d\underline{\underline{\varepsilon}}^{pl} : d\underline{\underline{\varepsilon}}^{pl}}$$

où  $d\underline{\underline{\varepsilon}}^{pl}$  est l'incrément de déformation plastique. Ce dernier peut alors être défini comme suit :

$$d\underline{\underline{\varepsilon}}^{pl} = \frac{3}{2} \frac{M_Y}{K_Y} \left\langle \frac{\sigma_{VM} - \sigma_Y}{K_Y} \right\rangle^{M_Y-1} \frac{d\sigma_{VM}}{\sigma_{VM}} \underline{\underline{\sigma}}' \quad (148)$$

où :

$$\begin{aligned} \langle x \rangle &= x \text{ si } x > 0 \\ \langle x \rangle &= 0 \text{ si } x \leq 0 \end{aligned}$$

Dans notre cas, on choisit par simplicité  $M_Y = 1$ . L'écrouissage est alors une fonction linéaire de la déformation plastique (cf. figure 82). La loi d'écoulement (148) devient alors :

$$d\underline{\underline{\varepsilon}}^{pl} = \frac{3}{2K_Y} \left\langle \frac{\sigma_{VM} - \sigma_Y}{K_Y} \right\rangle^0 \frac{d\sigma_{VM}}{\sigma_{VM}} \underline{\underline{\sigma}}' \quad (149)$$

En définitive, il est nécessaire d'identifier le module d'élasticité  $E_m$ , le coefficient de Poisson  $\nu_m$ , une limite élastique  $\sigma_Y$  et un coefficient de résistance plastique  $K_Y$  de la membrane. Pour cette identification, nous avons utilisé les essais de gonflement effectués sur la membrane (cf. partie II). Le coefficient de Poisson  $\nu_m$  et le module d'Young  $E_m$  ont été identifiés à partir des courbes 50 et 51 de la partie II. La limite élastique  $\sigma_Y$  et le coefficient de résistance plastique  $K_Y$  ont quant à eux été identifiés à partir du graphique 83, qui représente, dans un graphe contrainte équivalente de Von-Mises  $\sigma_{VM}$  / déformation équivalente de Von-Mises  $\varepsilon_{VM}$ , les résultats des essais de gonflement effectués. Les paramètres choisis sont reportés dans le tableau 9. Comme on peut le voir sur la figure 83, qui superpose aux résultats expérimentaux les prévisions du modèle élasto-plastique ainsi identifié, ce dernier permet une modélisation satisfaisante du comportement de la membrane.

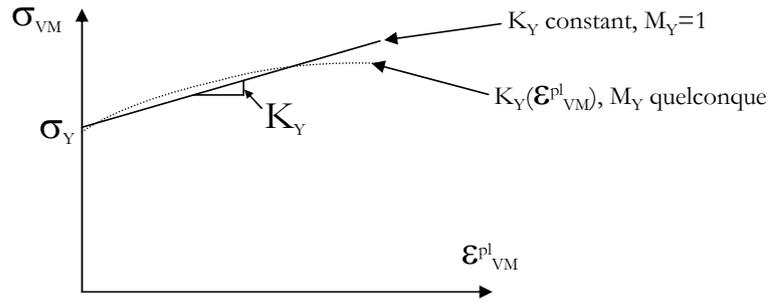


FIG. 82: Modèles d'écroutissage isotrope en loi puissance et linéaire sur un graphique contrainte équivalente de Von-Mises  $\sigma_{VM}$  en fonction de la déformation plastique équivalente de Von-Mises  $\epsilon_{VM}^{pl}$ .

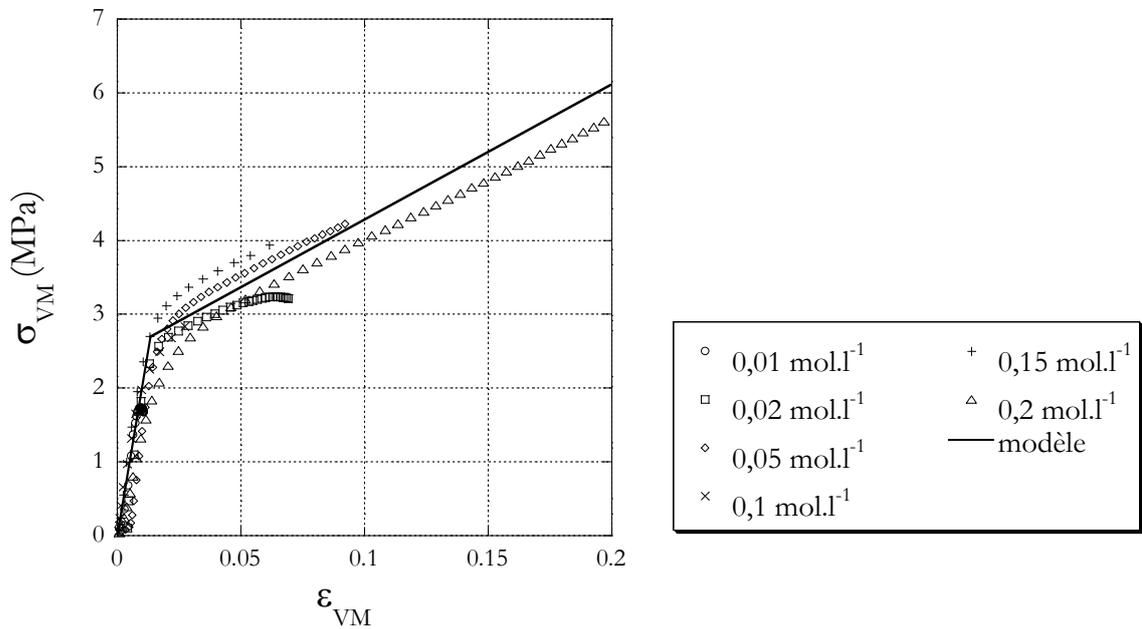


FIG. 83: Calage d'un modèle élasto-plastique sur les résultats expérimentaux des contraintes de Von-Mises en fonction des déformations de Von-Mises issus du § 2.4 de la partie II.

$E_m$	$\nu_m$	$\sigma_Y$	$K_Y$
200 MPa	0,43	2,7 MPa	16 MPa

TAB. 9: Tableau récapitulatif des paramètres du modèle élasto-plastique utilisé pour décrire le comportement mécanique de la membrane semi-perméable.

### 3.4.2 Géométrie de la membrane

La géométrie de la membrane torique, illustrée sur la figure 84, est définie par :

- son grand diamètre  $D_m$ ,
- son épaisseur de paroi  $e_m$ ,
- sa hauteur entre centres des rayons de courbure  $h_m$ ,
- et son rayon  $r_m$ .

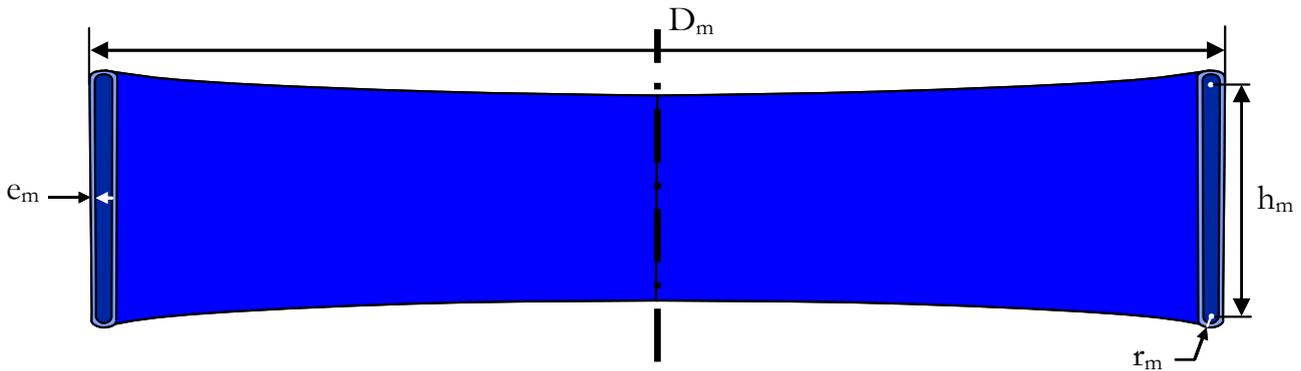


FIG. 84: Modèle géométrique du demi tore de membrane semi-perméable.

Ces dimensions conditionnent le comportement mécanique de cette membrane gonflable, et donc de l'endoprothèse globale en fonctionnement dans l'aorte. Si le grand diamètre du tore  $D_m$  est imposé par les exigences d'encombrement radial de l'endoprothèse (cf. § 3.3), les choix de l'épaisseur de la paroi membranaire  $e_m$ , de la hauteur du tore  $h_m$  ainsi que du rayon  $r_m$  ne souffrent d'aucune exigence d'encombrement. Aussi, si un choix de dimensions nominales est arrêté pour définir un modèle géométrique de référence (cf. tableau 10), plusieurs valeurs seront testées pour les dimensions  $e_m$  et  $h_m$  au cours de l'étude paramétrique présentée au chapitre 4.

	$D_m$	$e_m$	$h_m$	$r_m$
dimension (mm)	24,5	0,07	5	0,25

TAB. 10: Tableau récapitulatif des dimensions de la membrane choisies pour le modèle de référence.

### 3.5 Présentation du modèle éléments finis complet et étude paramétrique

Ce paragraphe présente le modèle numérique mis en place dans le code de calculs de structures ABAQUS pour simuler la pose et la tenue de l'endoprothèse (cf. figure 57).

#### 3.5.1 Scénario de mise en position

Par simulation numérique, il est très délicat de simuler la pose de l'endoprothèse telle qu'elle est effectuée en chirurgie, et plus particulièrement le largage de l'endoprothèse de son cathéter (cf. partie I). La simulation de ce phénomène de pliage/dépliage engendrerait des complications numériques bien trop importantes. Ainsi, une méthode a ainsi été imaginée permettant de mettre en place simplement l'endoprothèse dans l'artère. Cette méthode se décompose en quatre étapes illustrées sur la figure 85 :

- La première consiste à augmenter le diamètre de l'aorte à partir de sa position de repos en la soumettant à une pression interne forte jusqu'à ce que ce diamètre dépasse celui de l'endoprothèse au repos.
- L'endoprothèse est ensuite positionnée dans la lumière artérielle au cours de la deuxième étape.

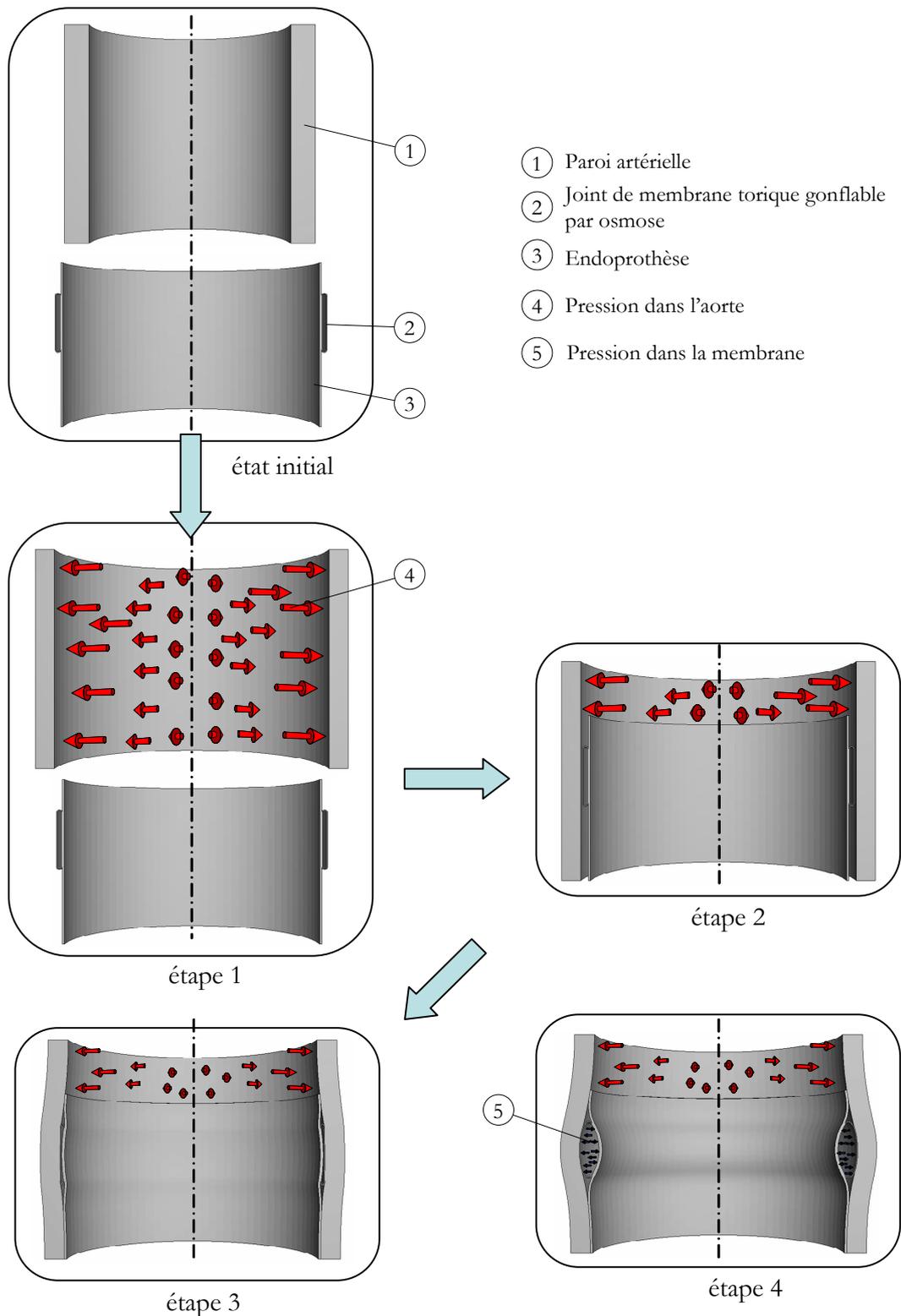


FIG. 85: Illustration des étapes de la modélisation numérique permettant de mettre en place le système endovasculaire dans l'aorte.

- Au cours de la troisième étape, la pression importante maintenue jusque-là sur la paroi interne de l'aorte pour augmenter son diamètre, est diminuée jusqu'à atteindre des valeurs physiologiques.
- L'étape 4 consiste enfin à appliquer la pression d'origine osmotique à l'intérieur de la membrane semi-perméable. Notons au passage que la cinétique d'installation de la pression osmotique n'est pas étudiée ici.

Cette méthode de positionnement relatif des différentes entités du système étudié est irréalisable en pratique. Néanmoins, à l'issue de la troisième étape, l'endoprothèse est positionnée de la même manière qu'à l'issue de l'intervention chirurgicale.

### 3.5.2 Géométrie du modèle

Par simplicité, on supposera que ce problème présente une symétrie de révolution suivant l'axe de l'aorte. La figure 86 détaille ainsi la géométrie, les conditions aux limites imposées et le maillage pour l'ensemble du modèle numérique, constitué des trois composants aorte / stent / membrane. Le positionnement relatif axial des trois composants du système étudié a été choisi

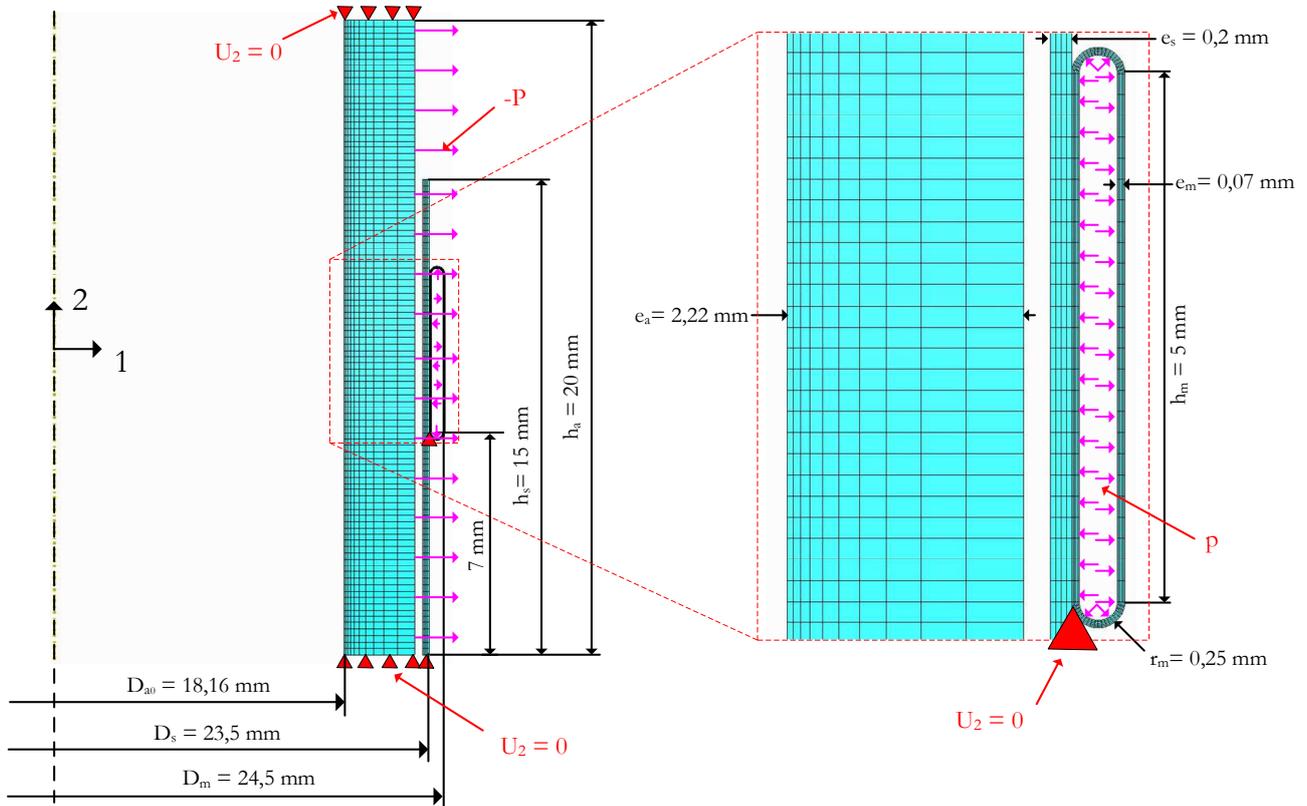


FIG. 86: Modèle géométrique, conditions aux limites et maillage de l'ensemble du problème traité.

arbitrairement.

### 3.5.3 Conditions aux limites

Comme détaillé au paragraphe 3.5.1, la simulation numérique est effectuée en plusieurs étapes, avec, entre chaque étape, des changements de conditions aux limites. Les conditions

aux limites mises en place sont illustrées sur la figure 86. Les déplacements et sollicitations mécaniques imposés aux cours des différentes étapes de la simulation sont détaillées ci-dessous :

### Déplacements imposés

Tout d'abord, afin d'éviter d'éventuelles fuites entre le stent et la membrane, il est envisagé de coller ces deux pièces. Cela se traduit en terme de conditions aux limites par la continuité des déplacements sur l'ensemble de la zone initialement en contact.

Ensuite, pour l'ensemble des étapes, le déplacement selon l'axe de l'aorte est bloqué pour certaines régions du modèle :

- Le tronçon d'aorte, tout d'abord, est bloqué en déplacement axial sur ses faces inférieure et supérieure, comme mentionné au paragraphe 3.2.
- Concernant le stent, seule son extrémité proximale est modélisée. Ainsi, nous avons choisi de laisser libre sa surface supérieure et de bloquer le déplacement axial de sa surface inférieure afin d'éviter tout déplacement de corps rigide.

### Sollicitations mécaniques

- Une dépression  $P = -0,05$  MPa est appliquée sur la paroi externe de l'aorte pour augmenter le diamètre de l'aorte à l'étape 1, puis ramenée à  $P = -0,017$  MPa ( $|P|$  = pression systolique) pour modéliser la pression sanguine aux étapes 3 et 4. Appliquer une dépression sur la face externe est préférable à l'application d'une pression sur la face interne de l'aorte, car cela évite la mise en place de conditions aux limites compliquées au niveau du contact entre l'endoprothèse et l'aorte.
- Au cours de l'étape 4, une pression  $p$  est appliquée dans la membrane, entre  $p = 0$  et  $0,1$  MPa, par pas de  $0,01$  MPa, de façon à étudier les résultats à chaque pas.

#### 3.5.4 Maillage

Afin d'être capable de décrire fidèlement les éventuelles sollicitations de flexion, tous les composants comportent plusieurs éléments dans les épaisseurs et sont maillés avec des éléments quadratiques.

En outre, pour l'aorte, le matériau étant considéré incompressible, nous avons eu recours à des éléments hybrides déplacements/pression. Ces éléments sont quadratiques en déplacement et linéaires en pression.

Le maillage ainsi défini et utilisé pour cette étude est visible sur la figure 86.

## 3.6 En résumé

Ce chapitre a permis d'exposer l'ensemble du modèle numérique mis en place d'endoprothèse osmotiquement active en contact avec un tronçon d'aorte : après avoir détaillé le comportement mécanique de l'aorte au chapitre 1, en avoir identifié un modèle de comportement au chapitre 2, ce chapitre a tout d'abord présenté la modélisation des trois composants du système de fixation d'endoprothèse pour anévrisme étudié (§ 3.2 à 3.4). Dans un second temps (§ 3.5), le modèle numérique dans son ensemble a été présenté, de la géométrie au maillage, en passant par les conditions aux limites imposées.

Le chapitre suivant (chapitre 4) présente et analyse les résultats obtenus à partir de ce modèle numérique.



# Chapitre 4

## Exemples de résultats de la modélisation numérique

### 4.1 Introduction

Le chapitre 3 a détaillé les outils de modélisation numériques mis en place pour estimer le comportement mécanique du système aorte / membrane / endoprothèse dans des conditions assez représentatives des conditions *in vivo*, c'est-à-dire lorsque la paroi interne de l'aorte est soumise à la pression sanguine. Les résultats seront surtout analysés sous pression sanguine systolique ( $P = 0,017$  MPa), la plus propice à d'éventuelles endofuites entre l'endoprothèse et l'aorte. Le présent chapitre illustre les résultats obtenus les plus significatifs. Les modèles numériques étudiés étant axisymétriques, les résultats présentés dans ce chapitre sont définis dans un repère cylindrique ( $\underline{e}_r$ ,  $\underline{e}_\theta$ ,  $\underline{e}_x$ ), comme l'illustre la figure 87.

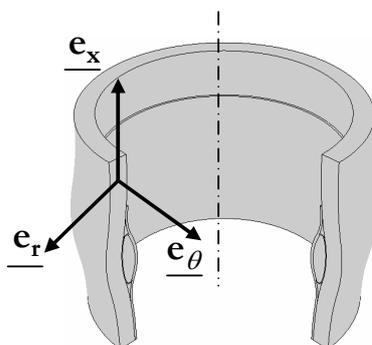


FIG. 87: Repère cylindrique ( $\underline{e}_r$ ,  $\underline{e}_\theta$ ,  $\underline{e}_x$ ) utilisé.

Trois types de résultats ont été analysés :

- les pressions de contact entre l'endoprothèse et l'aorte. L'étude de ces pressions permet en effet de juger l'efficacité relative de la fixation et l'étanchéité de l'endoprothèse,
- la tenue mécanique de la membrane,
- les niveaux de sollicitations ainsi que les changements de géométrie que subit l'aorte du fait de la présence de l'endoprothèse. Concernant ces changements géométriques, l'augmentation du diamètre interne de l'aorte  $D_a$  et la réduction de la section de passage  $S$  du flux sanguin, tous deux étant mesurés au niveau de la fixation de l'implant, sont les deux paramètres qui ont retenu notre attention. Ils seront caractérisés par les rapports

des valeurs finales sur les valeurs initiales  $\frac{D_a}{D_{a0}}$  et  $\frac{S}{S_0}$ . La figure 88 met en évidence, sur des schémas représentant un tronçon d'aorte muni d'une endoprothèse classique ou avec membrane torique, les grandeurs utilisées pour déterminer ces rapports. Sont indiqués, le diamètre intérieur initial  $D_{a0}$  de l'aorte sous pression systolique, son diamètre intérieur maximal  $D_a$ , engendré par l'endoprothèse dans la zone de contact, et le diamètre intérieur minimum  $D_{s-int}$  de cette endoprothèse.

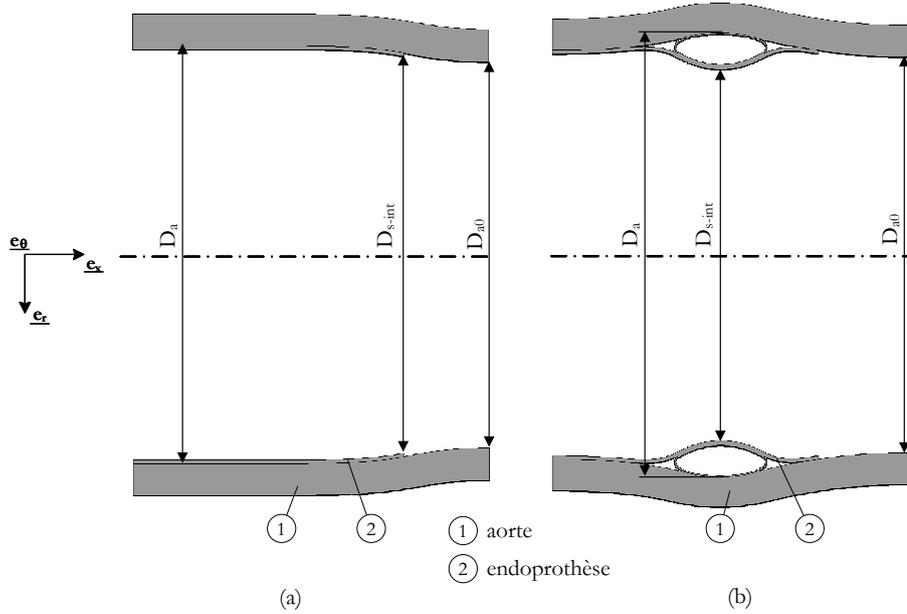


FIG. 88: Illustration des changements géométriques de l'aorte liés à la présence d'une endoprothèse classique (figure (a)) ou avec membrane torique (figure (b)). Les dimensions étudiées sont indiquées.

La section de passage initiale  $S_0$  est définie par :

$$S_0 = \frac{\pi D_{a0}^2}{4}$$

et la section de passage avec l'endoprothèse  $S$  par :

$$S = \frac{\pi D_{s-int}^2}{4}$$

## 4.2 Résultats pour le modèle sans membrane torique gonflable

Afin d'estimer l'effet de l'ajout de la membrane torique sur le fonctionnement de l'endoprothèse, on propose de confronter les résultats obtenus pour des endoprothèses avec et sans membrane torique. Dans ce but, ce paragraphe expose les résultats obtenus pour le modèle d'endoprothèse sans membrane. La géométrie, les conditions aux limites, les propriétés matériaux et le maillage utilisés pour ce modèle ont été présentés au paragraphe 3.3.

Le graphique (a) de la figure 89 trace l'évolution de la contrainte radiale  $\sigma_{rr}$  sur la surface intérieure de l'aorte en fonction de la position  $x$  le long du tronçon d'aorte étudié. La figure 89 (b) présente une carte des contraintes circonférentielles  $\sigma_{\theta\theta}$  engendrées dans la paroi aortique. En ce qui concerne la figure 89 (a) :

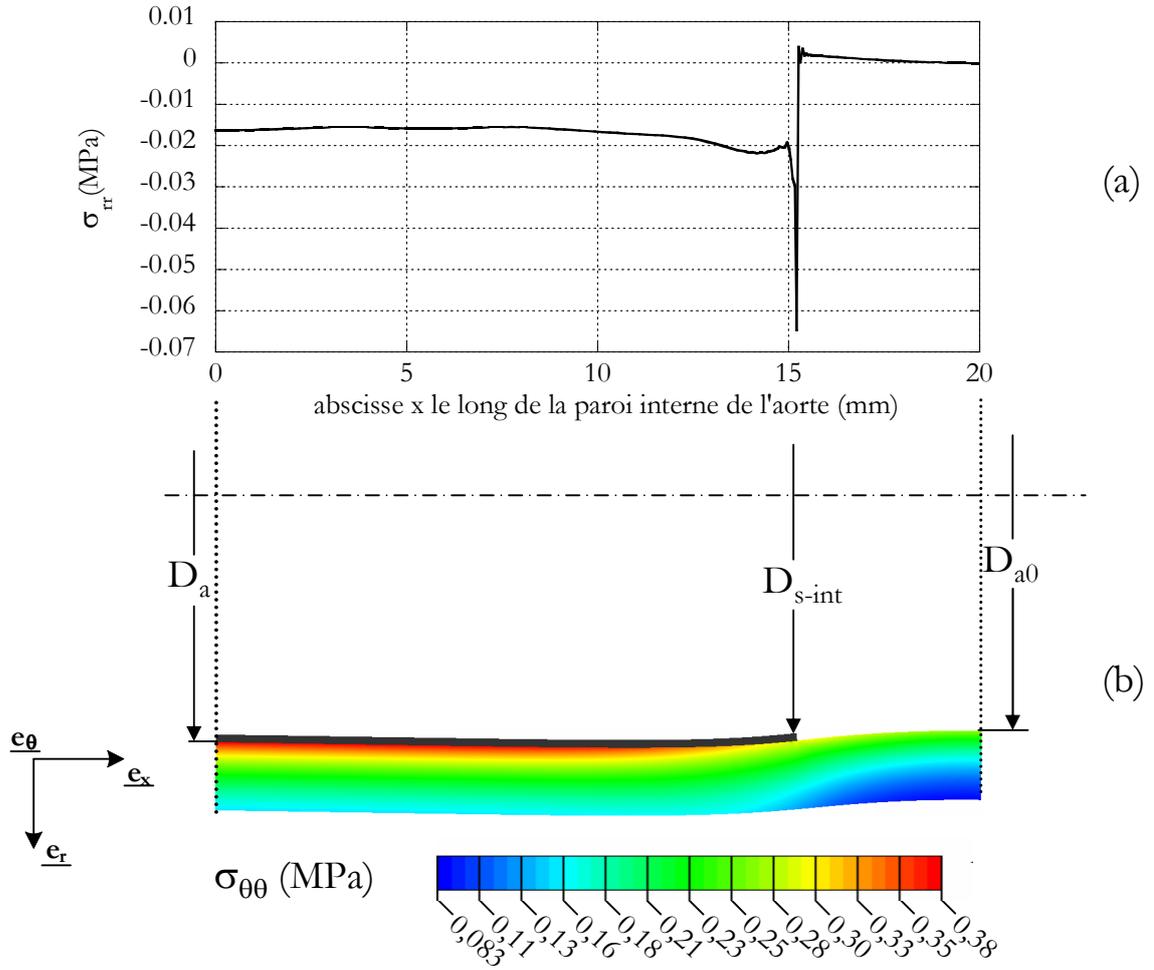


FIG. 89: Exemple de résultats obtenus pour une endoprothèse sans membrane gonflable. (a) Contrainte radiale  $\sigma_{rr}$  à la surface interne de l'aorte. (b) Contrainte circonférentielle  $\sigma_{\theta\theta}$  dans la paroi de l'aorte.

- Dans la zone de contact entre l'endoprothèse et l'aorte (jusqu'à une abscisse d'environ 15 mm), la valeur absolue de la contrainte radiale sur la paroi interne de l'aorte est très proche de la pression de contact entre les deux corps.
- On remarque que cette pression de contact  $p_{contact}$  est relativement uniforme sur l'ensemble de la zone de contact, et vaut en moyenne 0,016 MPa. Cette valeur, qui représente la surpression sur l'aorte du fait de l'endoprothèse, est de l'ordre de grandeur de la pression sanguine systolique appliquée :  $P = 0,017$  MPa. Au niveau du contact, la paroi interne de l'aorte subit donc une pression double de celle qu'elle subit sans endoprothèse. Notons au passage que les petites oscillations ainsi que le pic bas observés sur la courbe de  $\sigma_{rr}$  au voisinage de  $x=15$  mm proviennent de difficultés numériques rencontrées par Abaqus dans cette zone à la frontière du contact, dûs à une singularité géométrique. Par la suite, nous ne commenterons pas les résultats dans ces zones perturbées.

Sur la figure 89 (b), on remarque qu'il existe une zone importante ( $0 \leq x \leq 10$  mm) où la contrainte circonférentielle dans l'aorte ne dépend que du rayon. Elle est maximale sur la paroi interne et vaut  $\sigma_{\theta\theta_{max}} = 0,38$  MPa. Les mêmes observations sont faites pour les déformations circonférentielles, qui atteignent  $\varepsilon_{\theta\theta_{max}}^{ln} = 0,27$  sur la paroi interne. Cette endoprothèse sans

membrane engendre donc des niveaux de contrainte et de déformation circonférentielles supérieurs à ceux engendrés physiologiquement mais inférieurs aux contrainte et déformation limites (à rupture) de l'aorte en traction uniaxiale, évoquées dans le paragraphe 1.4.3 (1 à 2 MPa pour la contrainte à rupture, et 0,25 à 0,55 pour la déformation à rupture).

Sur la figure 89 (b), il est possible de repérer les différents diamètres introduits dans la figure 88, utiles à l'étude de l'évolution de la géométrie : le plus grand diamètre interne de l'aorte  $D_a$  est pris sur la zone homogène de contact. Le diamètre interne de l'aorte sans endoprothèse  $D_{a_0}$  est déterminé le plus loin possible du contact, pour  $x = 20$  mm. Le plus faible diamètre de l'endoprothèse  $D_{s-int}$  est quant à lui déterminé à son extrémité ( $x=15$  mm). Lors de la mise en place de cette endoprothèse le diamètre  $D_a$  augmente, passant de 22,46 mm à 23,82 mm, soit un rapport  $\frac{D_a}{D_{a_0}}=1,06$ . Le rapport des sections de passage vaut pour sa part  $\frac{S}{S_0}=1,04$ . Cette endoprothèse provoque donc une augmentation du diamètre interne de l'aorte et de la section de passage du sang.

### 4.3 Résultats pour le modèle de référence avec membrane torique

Ce second paragraphe présente les résultats obtenus avec l'endoprothèse munie d'une membrane torique. Dans ce paragraphe, nous analysons le comportement global du système en termes d'état mécanique. La comparaison d'endoprothèse avec ou sans membrane sera faite au paragraphe 4.4. Les caractéristiques de ce modèle ont fait l'objet du chapitre 3. Les dimensions utilisées sont celles exposées sur la figure 86. Ce modèle servira de modèle de référence pour l'étude paramétrique développée au paragraphe 4.5. Un premier point de notre analyse porte sur le profil de pression de contact engendré par l'endoprothèse sur l'aorte. Ensuite, l'état de déformation de la membrane semi-perméable au cours de la mise en place de l'endoprothèse et du gonflement de la membrane est étudié. Un troisième point est consacré à l'étude de l'état de sollicitation mécanique de l'aorte. Enfin, les modifications géométriques engendrées par l'endoprothèse sur l'aorte font l'objet du dernier point de ce paragraphe.

- La figure 90 (a) trace l'évolution de la contrainte radiale sur la surface intérieure de l'aorte (qui est équivalente à la contrainte radiale  $\sigma_{rr}$  sur la face interne de l'aorte) en fonction de la position  $x$  le long du tronçon d'aorte étudié, pour des pressions de gonflage de membrane  $p$  de 0 à 0,1 MPa par pas de 0,02 MPa. La figure 90 (b) présente les contraintes circonférentielles engendrées dans la paroi aortique lorsque la pression de gonflage  $p = 0,08$  MPa.

Concernant la figure 90 (a), on note que :

- au niveau de chaque extrémité des zones de contact (stent / aorte ou membrane / aorte) apparaissent des oscillations d'origine numérique, rendant délicate l'interprétation des résultats dans ces zones.
- mis à part des phénomènes de pression de contact localement forte apparaissant aux faibles pressions  $p$ , la pression de contact est quasi uniforme tout le long de l'interface endoprothèse / aorte. La taille de cette zone augmente très peu avec la pression  $p$ . Pour ce modèle, cette zone possède une longueur de 3,7 mm environ.
- la valeur moyenne du plateau de la pression de contact, notée  $\overline{p_{contact}}$ , croît avec l'augmentation de la pression de gonflage  $p$ , mais pas de manière strictement linéaire, comme le montre la figure 91.

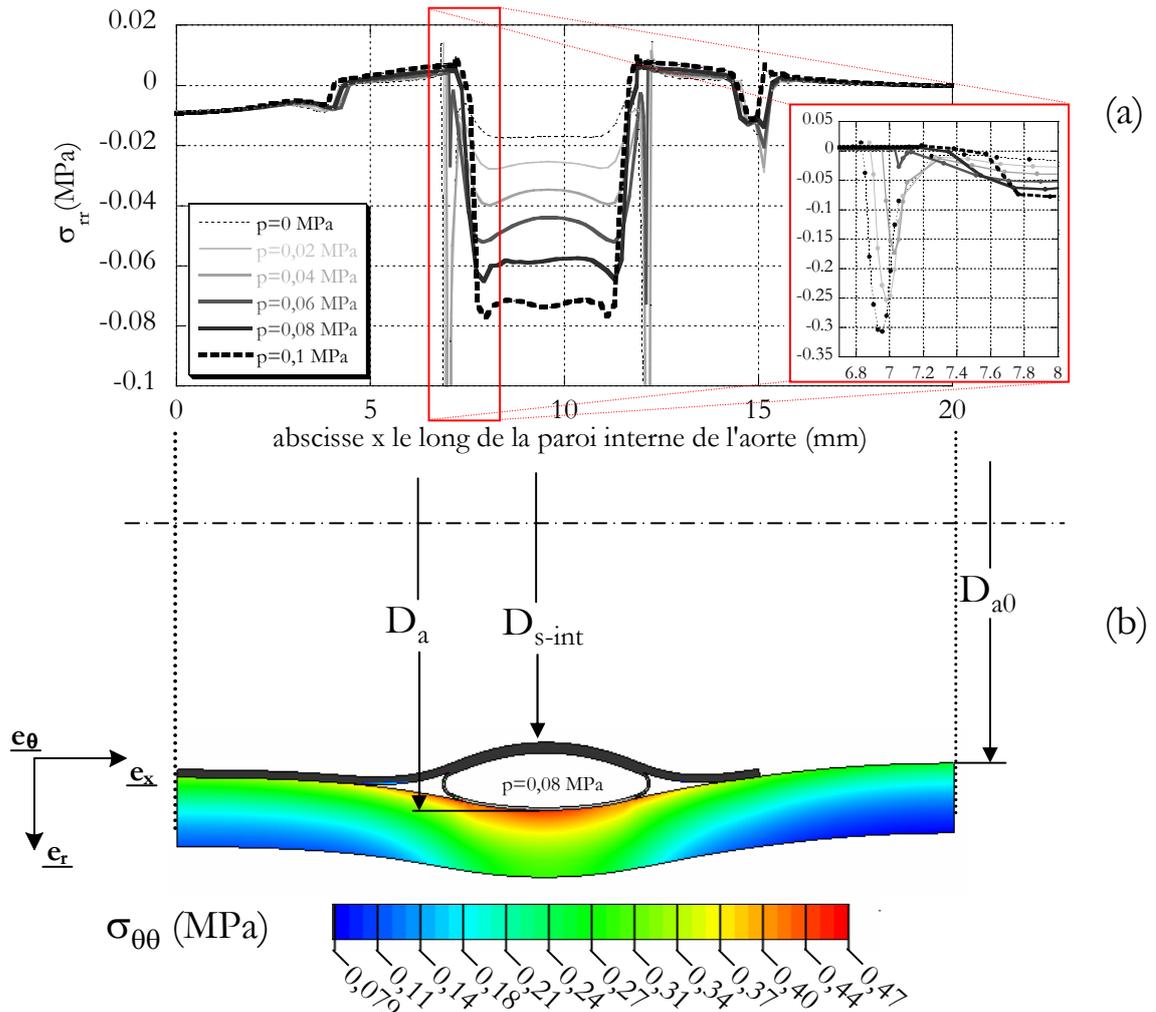


FIG. 90: Exemple de résultats obtenus pour le modèle de référence d'endoprothèse avec membrane. (a) Contrainte radiale  $\sigma_{rr}$  à la surface interne de l'aorte. (b) Contrainte circonférentielle  $\sigma_{\theta\theta}$  dans la paroi de l'aorte pour  $p=0,08$  MPa.

- cette pression moyenne de contact  $\overline{p_{contact}}$  au niveau de la membrane est plus faible que la pression  $p$  imposée dans la membrane. Ainsi, pour  $p=0,1$  MPa, on obtient une pression de contact moyenne  $\overline{p_{contact}}=0,07$  MPa. La pression  $p$  n'est donc pas transmise intégralement à l'aorte, une partie étant utilisée pour déformer la membrane. Notons tout de même que pour une pression de gonflage  $p=0,1$  MPa, cette pression de contact est environ quatre fois supérieure à la pression sanguine systolique.
- pour les faibles pressions de membrane  $p$  la pression de contact est localement plus élevée aux extrémités de la zone de contact membrane / aorte, c'est-à-dire dans les zones de contact haute et basse de la membrane (cf. zoom du graphe 90 (a)). Ce phénomène est dû au dépliage progressif de la section de la membrane lorsque  $p$  augmente. Lorsque la pression  $p$  est faible, la section de la membrane est repliée sur elle-même, sauf au niveau des coudes, dont le faible rayon de courbure initial  $r_m$  (cf. figure 84) génère un comportement de structure localement plus rigide. Ce résultat numérique est délicat

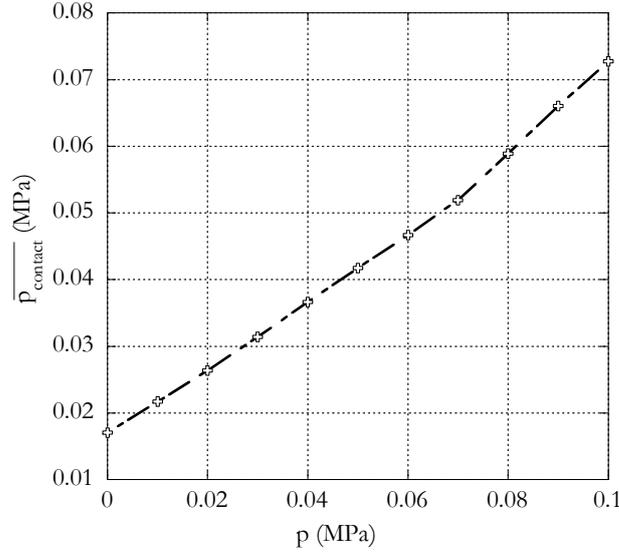


FIG. 91: Pression moyenne de contact  $\overline{p}_{\text{contact}}$  entre l'endoprothèse et l'aorte au niveau de la membrane torique en fonction de la pression  $p$  dans la membrane torique pour le modèle de référence.

à interpréter car il est directement conditionné par la valeur choisie pour le rayon de courbure  $r_m$ . Lorsque la pression  $p$  est suffisante pour donner à la section de membrane une forme convexe, ces pics de pression disparaissent et la pression de contact maximale se positionne au centre de la zone de contact entre la membrane et l'aorte. La valeur de  $r_m$  n'a alors plus d'influence sur la pression de contact.

- Les figures 92 et 93 présentent l'état de déformation de la paroi de la membrane torique lorsque  $p=0,08$  MPa. Les isovalues des déformations circonférentielle  $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$  et radiale  $\varepsilon_{rr}^{ln}$  sont représentées sur les figures 92 (a) et 92 (b). La figure 93 représente l'état de déformation plastique équivalente de Von-Mises  $\varepsilon_{VM}^{pl}$  dans la membrane.

On distingue trois zones d'intérêt, repérées sur ces figures : la zone ①, en contact avec l'aorte, la zone ② en contact avec le stent, et les deux zones ③ situées dans les rayons de courbure haut et bas de la section de membrane.

Dans les zones ① et ② les déformations sont homogènes dans l'épaisseur de la paroi (cf. figure 92 (a)). On peut donc considérer que le tore se comporte ici comme une membrane. Ce n'est pas le cas dans la zone ③, qui présente un fort gradient de déformation radiale  $\varepsilon_{rr}^{ln}$  dans l'épaisseur, traduisant un état de flexion prononcé (cf. figure 92 (b)).

En outre, on remarque sur la figure 92 (a) que la zone ① présente une traction importante dans la direction circonférentielle ( $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln} = 0,014$ ), et que la zone ② subit une compression forte ( $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln} = -0,077$ ). La zone ③ subit quant à elle (cf. figure 92 (b)) une sollicitation de flexion dans la direction radiale ( $-0,029 \leq \varepsilon_{rr}^{ln} \leq 0,084$ ).

Le modèle de comportement élasto-plastique utilisé pour la membrane (défini au § 3.4), engendre une déformation plastique lorsque la déformation équivalente de Von-Mises dépasse 0,0135. On remarque sur la figure 93 que pour une pression  $p = 0,08$  MPa, la zone ① de la membrane n'a pas atteint l'état de déformation limite élastique, tandis que les

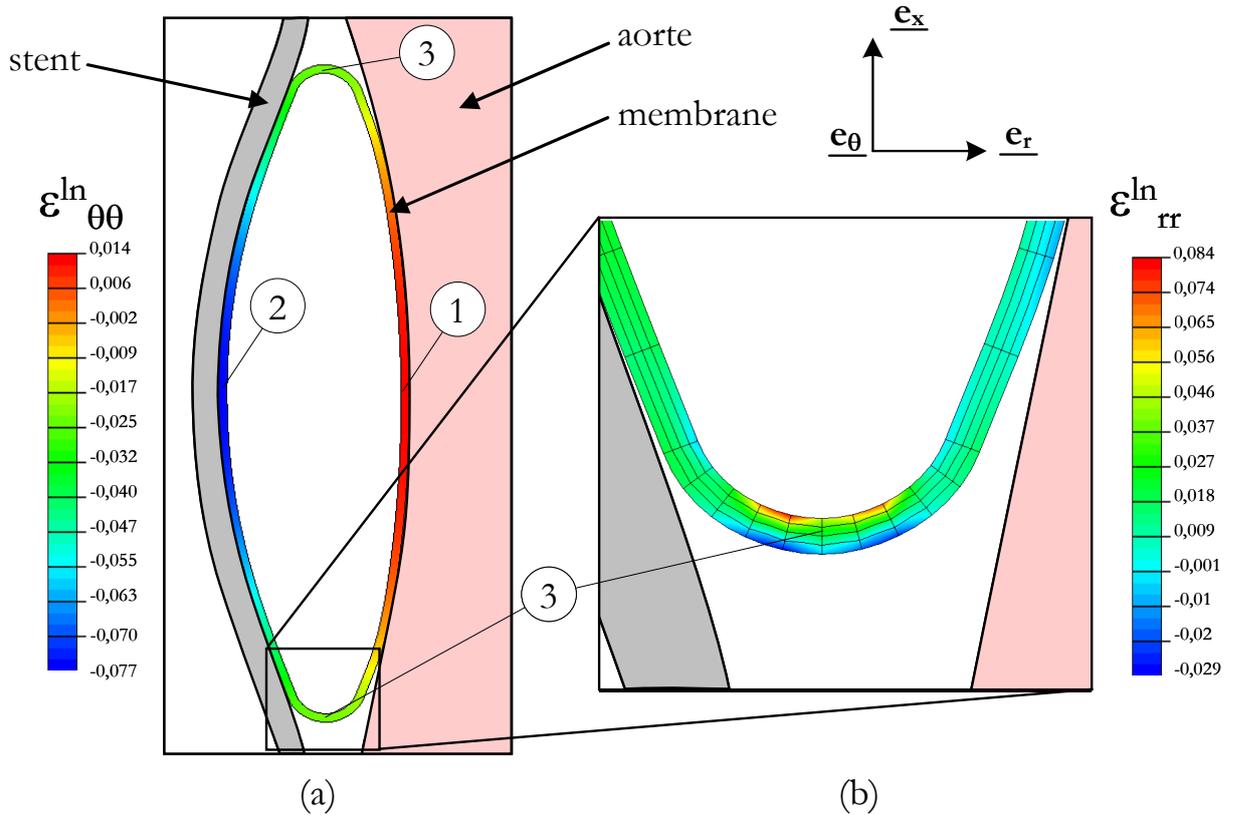


FIG. 92: Champs de déformation dans la membrane torique : (a) isovaleurs des déformations circonférentielles  $\varepsilon_{\theta\theta}^{\ln}$ ; (b) isovaleurs des déformations radiales  $\varepsilon_{rr}^{\ln}$ .

zones ② et ③ ont largement dépassé cette limite.

Les résultats ci-dessus sont à interpréter avec prudence dans les zones ② et ③ dans la mesure où le comportement de la membrane a été exclusivement étudié en traction. La loi de comportement utilisée postule un comportement symétrique en traction et en compression, qu'il faudrait vérifier.

- La figure 94 expose les champs de contrainte dans la paroi de l'aorte pour les directions radiale  $\sigma_{rr}$ , axiale  $\sigma_{xx}$  et circonférentielle  $\sigma_{\theta\theta}$ , toujours pour  $p=0,08$  MPa. La contrainte circonférentielle  $\sigma_{\theta\theta}$  est la plus importante. C'est donc dans cette direction que le matériau artériel est le plus proche de sa limite à rupture. On note cependant que pour ce modèle de référence et avec cette pression ( $p=0,08$  MPa), la contrainte limite à rupture (1 à 2 MPa, cf. § 1.4.3) est loin d'être atteinte.
- Concernant les changements géométriques, les dimensions nécessaires à la détermination des deux rapports  $\frac{D_a}{D_{a_0}}$  et  $\frac{S}{S_0}$  étudiés sont repérées sur la figure 90 (b). Ce modèle engendre un rapport  $\frac{D_a}{D_{a_0}}=1,11$ , soit une augmentation de diamètre interne de l'aorte de 11 %, et un rapport  $\frac{S}{S_0}=0,9$ . La section de passage du sang est donc réduite de 10 % à cause de cette endoprothèse.

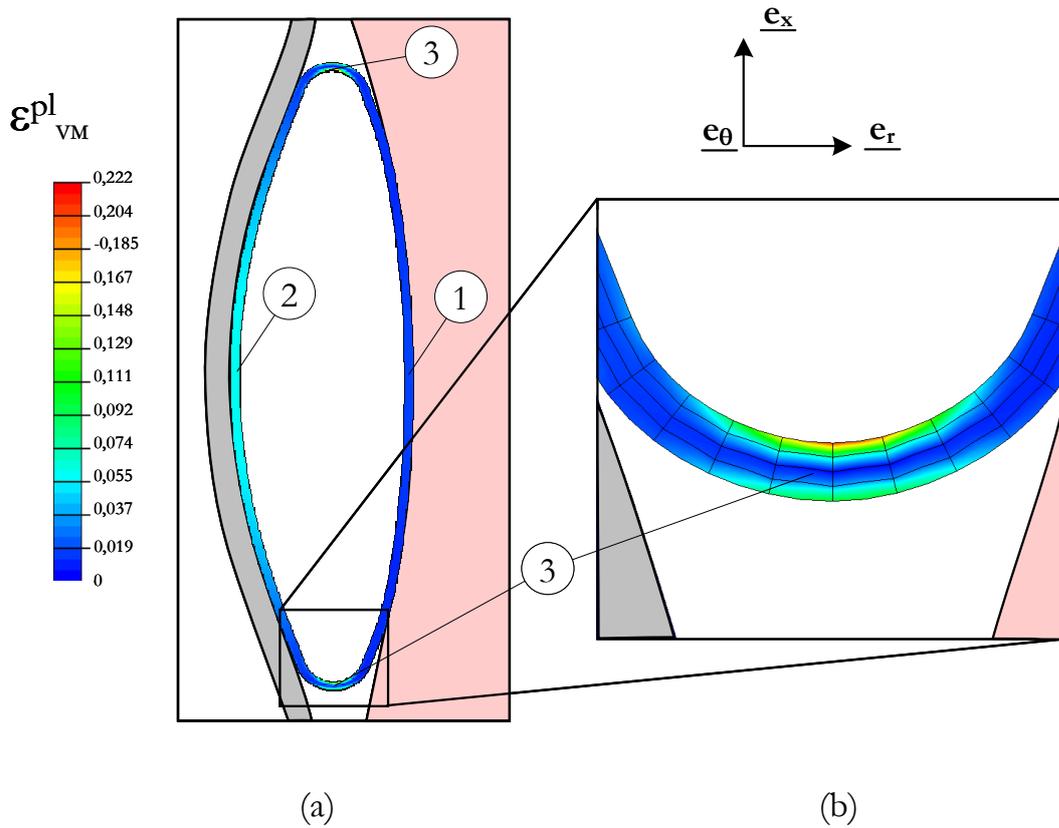


FIG. 93: (a) Déformation plastique de Von-Mises  $\varepsilon_{VM}^{pl}$  dans les zones ①, ② et ③ de la membrane torique. (b) zoom sur la zone ③.

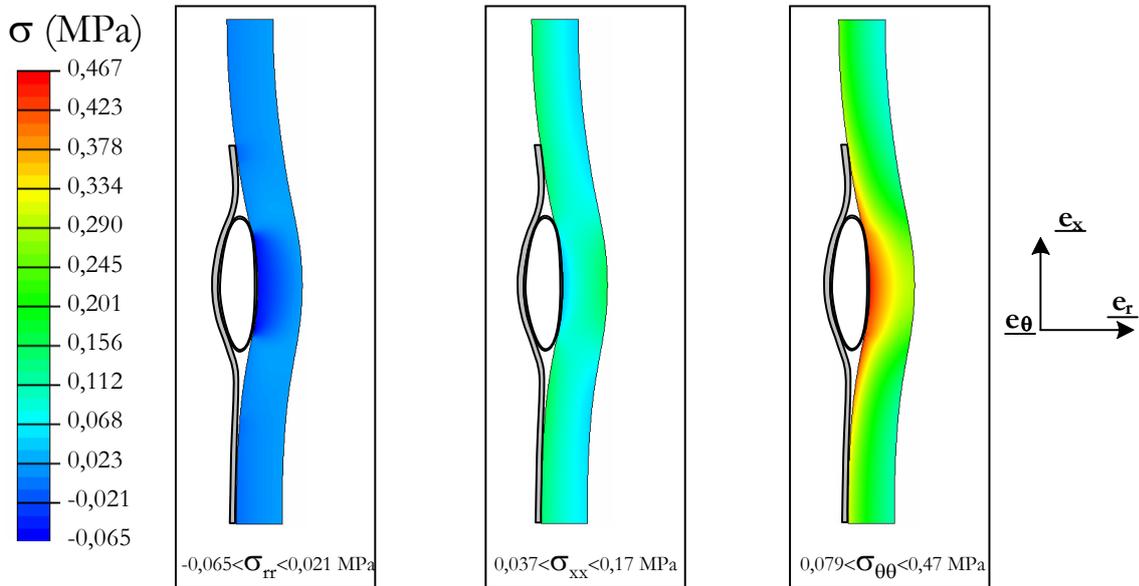


FIG. 94: Champs de contraintes dans l'aorte lorsque  $p = 0,08$  MPa : (a) contrainte radiale  $\sigma_{rr}$  ; (b) contrainte axiale  $\sigma_{xx}$  ; (c) contrainte circonférentielle  $\sigma_{\theta\theta}$ .

## 4.4 Comparaison sans / avec membrane torique

La figure 95 superpose les contraintes radiales  $\sigma_{rr}$  le long de la paroi interne de l'aorte obtenues pour les endoprothèses stent seul (§ 4.2) et stent + membrane gonflée à  $p=0,01$  MPa et  $p=0,08$  MPa (§ 4.3).

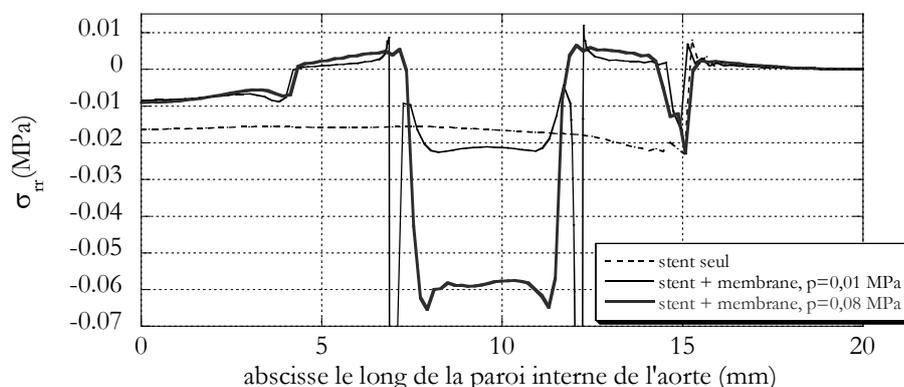


FIG. 95: Comparaison de la contrainte radiale  $\sigma_{rr}$  le long de la paroi interne de l'aorte entre une endoprothèse classique et une endoprothèse à membrane torique avec  $p=0,01$  MPa et  $p=0,08$  MPa.

Ce graphique met en évidence que même très peu gonflée ( $p=0,01$  MPa), l'endoprothèse avec membrane torique gonflable engendre localement des niveaux de pression de contact (équivalente à la contrainte radiale sur la paroi interne de l'aorte) de l'ordre de ceux obtenus avec l'endoprothèse classique. En outre, lorsque la membrane torique est gonflée à  $p=0,08$  MPa, cette endoprothèse permet d'obtenir une pression de contact  $p_{contact}$  plus localisée mais largement plus importante que l'endoprothèse classique. L'étanchéité à la circulation sanguine de l'endoprothèse avec membrane, équivalente à celle dépourvue de membrane quand la membrane est dégonflée, devient nettement meilleure lorsque la pression  $p$  augmente.

On note que pour l'endoprothèse avec membrane, la pression de contact entre le stent et l'aorte est inférieure à celle obtenue avec l'endoprothèse classique dans les zones de contact éloignées de cette membrane. Ceci est engendré par la différence des diamètres nominaux des stents des deux modèles numériques choisis. En effet, les géométries des endoprothèses ont été construites de telle sorte que le diamètre nominal  $D_s$  du stent pour le modèle d'endoprothèse sans membrane soit égal au diamètre nominal  $D_m$  de la membrane torique pour le modèle avec membrane (cf. figures 81 et 86).

Lorsque  $p = 0,08$  MPa, les contraintes et déformations circonférentielles dans l'aorte, générées par le contact avec l'endoprothèse équipée d'une membrane, sont supérieures à celles obtenues avec l'endoprothèse classique. On passe respectivement de 0,38 à 0,47 MPa, et de 0,27 à 0,31 MPa. Ces valeurs restent toutefois admissibles pour l'aorte.

La variation du diamètre intérieur maximal de l'aorte  $D_a$  est logiquement également augmentée. Elle passe de 6 % à 11 % de l'endoprothèse sans membrane à celle avec membrane. D'autre part, la section de passage  $S$ , augmentée de 4 % grâce à l'endoprothèse sans membrane, est diminuée dans le cas du modèle d'endoprothèse avec membrane de 10 %.

Le gain obtenu grâce à cette nouvelle endoprothèse sur la pression de contact est donc réalisé au détriment de la santé de l'aorte, qui est alors d'avantage sollicitée mécaniquement, et voit son diamètre augmenter. En outre, cette endoprothèse engendre une réduction assez importante de la section de passage du flux sanguin dans l'aorte, contrairement à l'endoprothèse classique qui l'augmente.

## 4.5 Étude paramétrique

Le paragraphe 4.4 a permis de mettre en évidence les différences de comportement mécanique entre l'endoprothèse osmotique, présentée au paragraphe 4.3, et l'endoprothèse dépourvue de membrane, présentée au paragraphe 4.2. Il apparaît par exemple que l'endoprothèse osmotique génère des pressions de contact plus importantes que l'endoprothèse sans membrane, mais qu'en revanche, elle provoque un rétrécissement de la section de passage du flux sanguin. Ces résultats sont liés aux choix des caractéristiques géométriques et mécaniques du stent et de la membrane torique qui constituent cette endoprothèse. Pour tenter de définir l'influence de ces caractéristiques sur le comportement en service de cette endoprothèse, une étude paramétrique a été conduite.

### 4.5.1 Choix et valeurs des paramètres

Trois paramètres dont le choix incombe au concepteur de l'endoprothèse ont été testés : la hauteur de la membrane  $h_m$ , son épaisseur  $e_m$  (visibles sur la figure 84), et le module d'élasticité du stent  $E_s$ . Pour chacun de ces trois paramètres, trois valeurs ont été testées : une de référence et deux significativement différentes, choisies autour de cette référence. Cela représente donc un modèle numérique de référence (qui a fait l'objet du paragraphe 4.3) et six modèles numériques possédant chacun un paramètre qui diffère de ce modèle de référence. Ces sept modèles sont répertoriés dans le tableau 11.

nom du modèle	$h_m$ (mm)	$e_m$ (mm)	$E_s$ (MPa)
modèle <b>ref</b>	5	0,07	32
modèle <b>h2</b>	2	0,07	32
modèle <b>h10</b>	10	0,07	32
modèle <b>e0,035</b>	5	0,035	32
modèle <b>e0,14</b>	5	0,14	32
modèle <b>E5</b>	5	0,07	5
modèle <b>E64</b>	5	0,07	64

TAB. 11: Tableau récapitulatif des valeurs des paramètres testées pour la hauteur de tore  $h_m$ , l'épaisseur de la membrane  $e_m$  et pour le module d'élasticité du cylindre équivalent au stent  $E_s$ . A chacun des sept modèles est affecté un nom de la colonne de gauche.

Pour chacun des sept modèles ainsi générés, l'influence de la pression  $p$  à l'intérieur de la membrane torique a également été étudiée, de  $p = 0$  à 0,1 MPa.

### 4.5.2 Influence des paramètres sur la pression de contact

Les trois graphiques de la figure 96 présentent, pour les sept modèles étudiés, la pression moyenne de contact  $\overline{p_{contact}}$  entre la membrane torique gonflée et l'aorte (valeur moyenne des

plateaux de  $\sigma_{rr}$  repérés sur la figure 90 (a)) en fonction de la pression  $p$  à l'intérieur de la membrane.

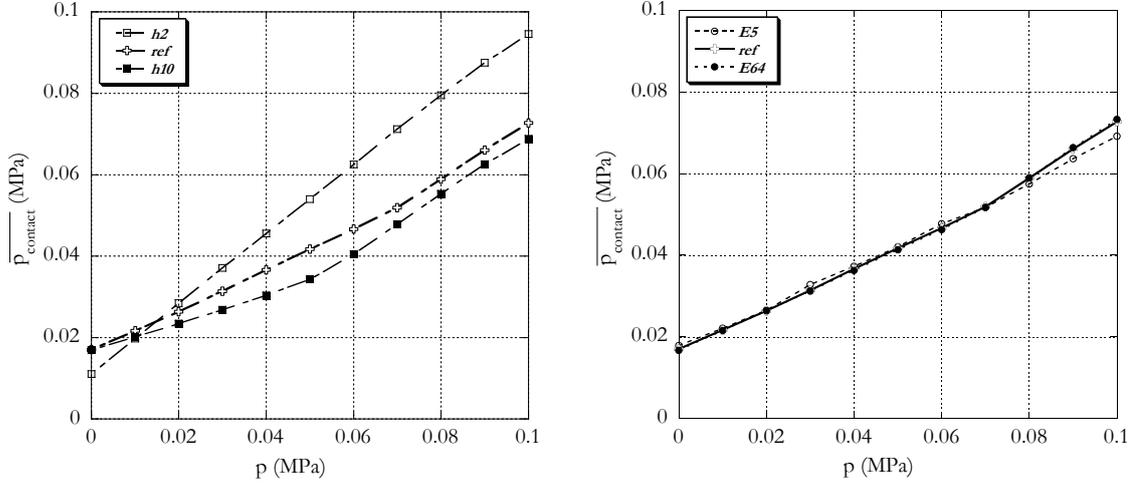
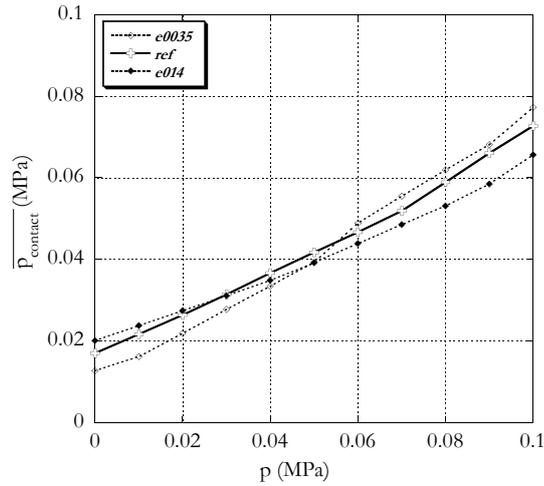
(a) Influence de la hauteur de membrane  $h_m$ (b) Influence du module d'Young du stent  $E_s$ (c) Influence de l'épaisseur de membrane  $e_m$ 

FIG. 96: Pression moyenne de contact  $\overline{p}_{contact}$  entre l'endoprothèse et l'aorte au niveau de la membrane torique en fonction de la pression  $p$  dans la membrane torique pour les différents modèles étudiés.

On observe que :

- pour l'ensemble des modèles, la pression moyenne de contact  $\overline{p}_{contact}$  augmente naturellement avec la pression de membrane  $p$ , en règle générale de façon non-linéaire. La forme de la courbe est variable selon les modèles,
- la hauteur  $h_m$  de la membrane a une influence forte sur la pression de contact (cf. graphe (a)). A pression de gonflage  $p$  nulle, c'est le modèle  $h2$  qui engendre la plus faible pression de contact. En revanche, pour  $p$  supérieure à 0,02 MPa, ce modèle à  $h_m$  faible provoque

une pression de contact bien supérieure aux modèles *ref* et *h10*.

- la raideur du stent influe quant à elle très peu sur la pression de contact puisque les courbes des modèles *E5*, *ref* et *E64* (pour lesquels  $E_s=5, 32$  et  $64$  MPa) sont quasiment superposées (graphe (b)).
- enfin, plus l'épaisseur de membrane est faible, plus la courbe correspondante sur le graphique de la figure (c) est raide.

### 4.5.3 Influence des paramètres sur la tenue mécanique de la membrane semi-perméable

Étudions à présent les niveaux de déformation auxquels la membrane torique est soumise dans les trois zones d'intérêt identifiées au paragraphe 4.3, pour les sept modèles numériques. L'étude de la déformation plastique équivalente de Von-Mises, définie au paragraphe 3.4.1, est un bon indicateur de la tenue mécanique de la membrane, dans la mesure où elle prend en compte l'historique de la déformation au cours des pas de calcul. Les figures 97 (a) et (b) tracent les déformations plastiques équivalentes de Von-Mises  $\varepsilon_{VM}^{pl}$  en fonction de la pression  $p$  dans la membrane pour des points de la membrane situés respectivement dans les zones extérieure ① et intérieure ② du tore.

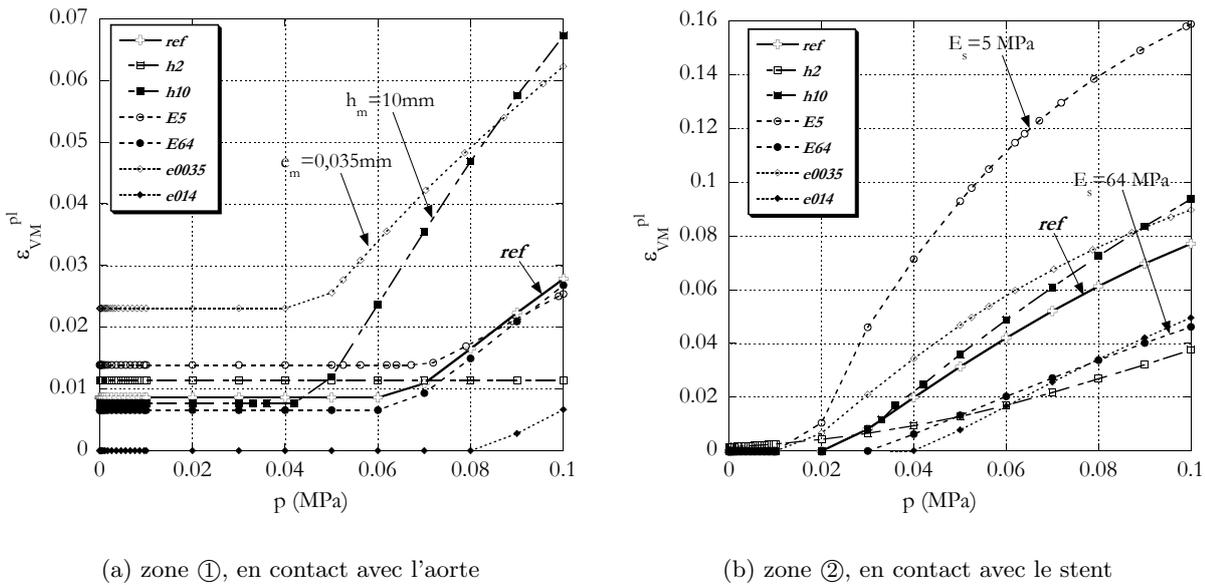


FIG. 97: Déformations plastiques équivalentes  $\varepsilon_{VM}^{pl}$  en fonction de la pression  $p$  dans les zones ① (contact avec l'aorte) et ② (contact avec le stent).

On remarque que :

- pour l'ensemble des modèles, la zone ② de la section du tore est peu (voir pas) déformée plastiquement pour des faibles niveaux de gonflement de la membrane, contrairement à la zone ①, en contact avec l'aorte. Cette dernière a donc subi une déformation plastique, toutefois relativement faible, pendant les étapes de mise en place, avant gonflement de la membrane.
- tous les modèles présentent une déformation plastique de la membrane dans les deux zones ① et ② aux pressions  $p$  élevées. La déformation plastique équivalente est importante pour

- $p = 0,1$  MPa dans la zone ②.
- plus la hauteur  $h_m$  de la membrane est importante et plus son épaisseur  $e_m$  est faible, plus la déformation plastique équivalente dans la zone ① (graphe (a)) est importante. La raideur du stent a en revanche très peu d'influence sur ce résultat.
  - dans la zone ②, contrairement à la zone ①, c'est la raideur du stent qui engendre le plus de variations de la déformation plastique équivalente. Plus le module d'Young du stent est faible et plus cette déformation plastique équivalente est importante. L'influence de  $h_m$  et  $e_m$  n'est toutefois pas négligeable. Ainsi, pour que cette déformation  $\varepsilon_{VM}^{pl}$  soit faible, il faut une hauteur de membrane  $h_m$  faible et une épaisseur  $e_m$  forte.

La figure 98 présente l'évolution de la déformation plastique équivalente en fonction de l'abscisse normée le long d'un chemin parcourant l'épaisseur de la membrane (repéré sur le schéma) dans la zone ③ pour une pression  $p = 0,1$  MPa et pour chacun des sept modèles étudiés.

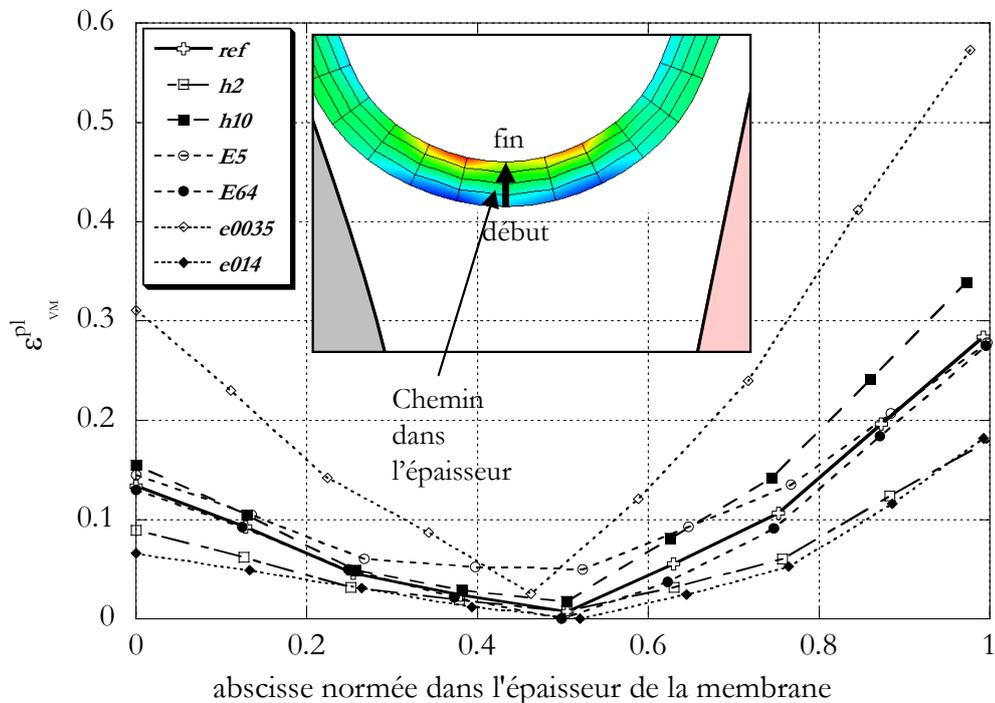


FIG. 98: Déformation plastique équivalente  $\varepsilon_{VM}^{pl}$  en fonction de l'abscisse normée par l'épaisseur de la membrane le long d'un chemin dans l'épaisseur du pli de membrane (zone ③).

- Les courbes de tous les modèles présentent un profil en « U », la déformation plastique équivalente étant maximale en début et en fin de chemin, et minimum vers son milieu.
- La raideur du stent a une incidence très faible sur la déformation plastique équivalente  $\varepsilon_{VM}^{pl}$  dans cette zone.
- En revanche, plus la hauteur  $h_m$  est importante et plus  $\varepsilon_{VM}^{pl}$  est grande.
- Les plus fortes variations de  $\varepsilon_{VM}^{pl}$  sont néanmoins observées entre les trois modèles à épaisseur de membrane  $e_m$  différentes. Ainsi, pour  $p = 0,1$  MPa, le modèle **e0035** engendre une déformation plastique équivalente considérable, qui atteint localement 0,6. Le modèle **e014** engendre quant à lui une déformation plastique équivalente maximale de 0,18.
- Pour tous les modèles, la déformation plastique maximale est conséquente. Il apparaît

néanmoins que même pour une pression  $p=0,1$  MPa il subsiste toujours une zone où la déformation plastique, sans être nulle, reste faible. Dans cette zone située au centre de l'épaisseur de la membrane c'est le modèle **E5** qui présente la déformation plastique équivalente la plus forte, qui vaut 0,05.

La déformation plastique équivalente dans la zone en contact avec l'aorte ① pendant la phase de mise en place (réduction du diamètre de l'aorte), visible sur le début des courbes du graphe (a), est due à la compression importante dans la direction circonférentielle. De même, les niveaux importants de déformation plastique équivalente dans la zone ② pendant la phase de gonflage, observés sur les courbes du graphe (b), sont engendrés par la compression circonférentielle de la membrane. En outre, on a vu au paragraphe 4.3 que la zone ③ est soumise à un chargement de flexion. Comme précisé dans le paragraphe 4.3, les résultats précédemment cités sont difficilement interprétables dans la mesure où le comportement du matériau membranaire n'est pas connu sous sollicitations de compression et de flexion fortes. Les résultats présentés concernant la déformation de la membrane ne permettent donc pas de conclure sur sa tenue mécanique dans ces zones où les conditions de chargement sont de type compression ou flexion. On peut néanmoins penser, notamment dans les zones ③, en flexion forte, que le matériau s'endommage sur les « fibres extérieures », mais que la fibre moyenne, en traction, ne rompt pas. C'est du moins ce que nous avons observé expérimentalement en manipulant ces membranes tubulaires, initialement pliées sur elles-mêmes. Dans la zone ①, en revanche, hormis pendant la phase de mise en place, qui génère des déformations plastiques de compression, les déformations plastiques générées pendant le gonflage de la membrane sont de traction, et donc directement interprétables. Comme ces déformations ne dépassent pas 0,07 dans les conditions les plus défavorables, on peut conclure que la membrane torique ne se déchirera pas dans cette zone.

#### 4.5.4 Influence des paramètres sur l'aorte

La figure 99 présente les isovaleurs des contraintes principales majeures  $\sigma_{maj-principale}$  dans le tronçon d'aorte modélisé, pour trois valeurs de pression de membrane :  $p = 0$ ,  $p = 0,05$  et  $p = 0,1$  MPa, et pour les sept modèles étudiés. Nous avons choisi de tracer cette valeur qui nous semble plus pertinente qu'une contrainte de Von-Mises pour un matériau de type tissu vivant. Dans ce cas, les mécanismes de déformation sont des étirements de fibres de collagènes, comme l'illustre la figure 67 du chapitre 1 de cette partie. Le tableau 12 donne les valeurs maximales des contraintes et déformations principales majeures dans l'aorte lorsque la pression vaut  $p=0,1$  MPa dans la membrane. Contrainte et déformation principales majeures sont étroitement corrélées.

modèle	$\sigma_{maj-principale}$ (MPa)	$\varepsilon_{maj-principale}^{ln}$
<b>ref</b>	0,5	0,32
<b>h2</b>	0,37	0,29
<b>h10</b>	0,84	0,37
<b>E5</b>	0,43	0,31
<b>E64</b>	0,54	0,33
<b>e0,035</b>	0,52	0,33
<b>e0,14</b>	0,47	0,32

TAB. 12: Valeurs maximales des contraintes et déformations principales majeures dans l'aorte pour une pression de membrane  $p= 0,1$  MPa.

Aussi, ces grandeurs sont interprétées ensemble.

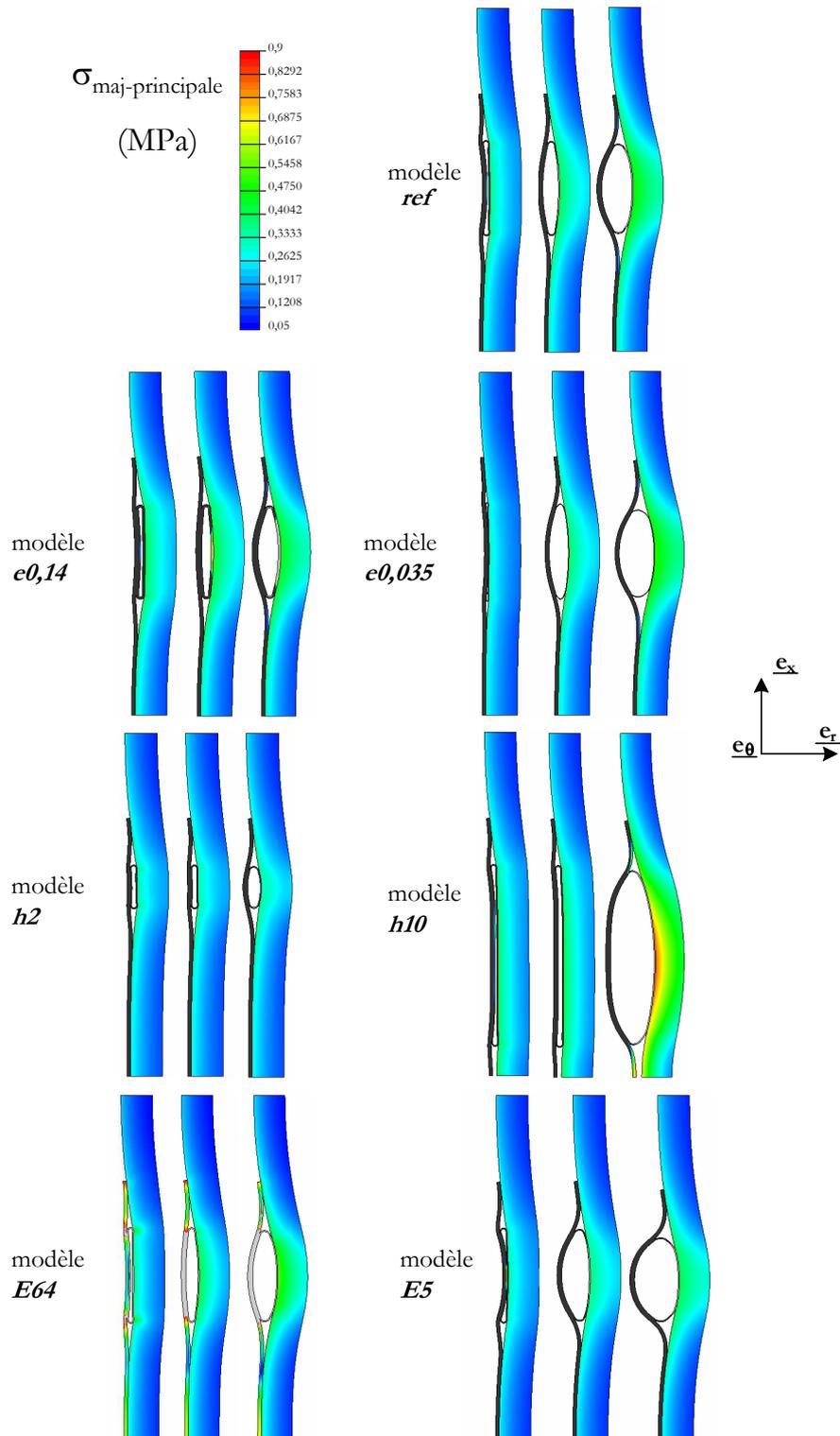


FIG. 99: Cartes d'isovaleurs de la contrainte principale majeure  $\sigma_{maj-principale}$  dans l'aorte pour  $p = 0, 0,05$  et  $0,1$  MPa et pour les sept modèles étudiés.

- Sur la figure 99, on remarque que la contrainte principale majeure  $\sigma_{maj-principale}$  augmente avec la pression  $p$ .
- Selon les modèles, cette contrainte  $\sigma_{maj-principale}$  varie selon les instants considérés avant, pendant et après la mise en pression  $p$  de la membrane. Ainsi par exemple, à  $p$  nulle, l'épaisseur de la membrane est le paramètre qui influe le plus sur l'état de contrainte (pour **e0035**,  $\sigma_{maj-principale,max}=0,33$  MPa; pour **e014**,  $\sigma_{maj-principale,max}=0,44$  MPa). Lorsque la pression  $p$  augmente, c'est la hauteur de la membrane torique  $h_m$  qui influe le plus sur  $\sigma_{maj-principale}$ . Ce paramètre est également le plus influant sur la valeur maximale de la déformation principale majeure  $\varepsilon_{maj-principale}^{ln}$  (cf. tableau 12). Pour le modèle **h10**,  $\sigma_{maj-principale}$  atteint ainsi 0,84 MPa et  $\varepsilon_{maj-principale}^{ln}$  0,37 lorsque  $p=0,1$  MPa.
- Pour  $p=0,1$  MPa, hormis pour ce modèle **h10**, qui engendre des niveaux de contrainte et de déformation dans l'aorte proches des valeurs limites à rupture (cf. § 1.4.3), on remarque dans le tableau 12 que l'ensemble des modèles étudiés engendrent des niveaux de sollicitation maximales comparables et admissibles.
- Il est cependant à noter que l'aorte subit ces fortes déformations et contraintes dans la zone en contact avec la membrane. Ainsi, sur la face extérieure de l'aorte, la déformation maximale mesurée est de 0,29 pour le modèle **h10**, modèle qui sollicite le plus l'aorte. On peut donc conclure de cette étude sur la sollicitation mécanique de l'aorte que seul le modèle à hauteur de membrane importante (**h10**) est susceptible de conduire à l'endommagement de la paroi de l'aorte lorsque la pression  $p$  à l'intérieur de la membrane atteint 0,1 MPa.

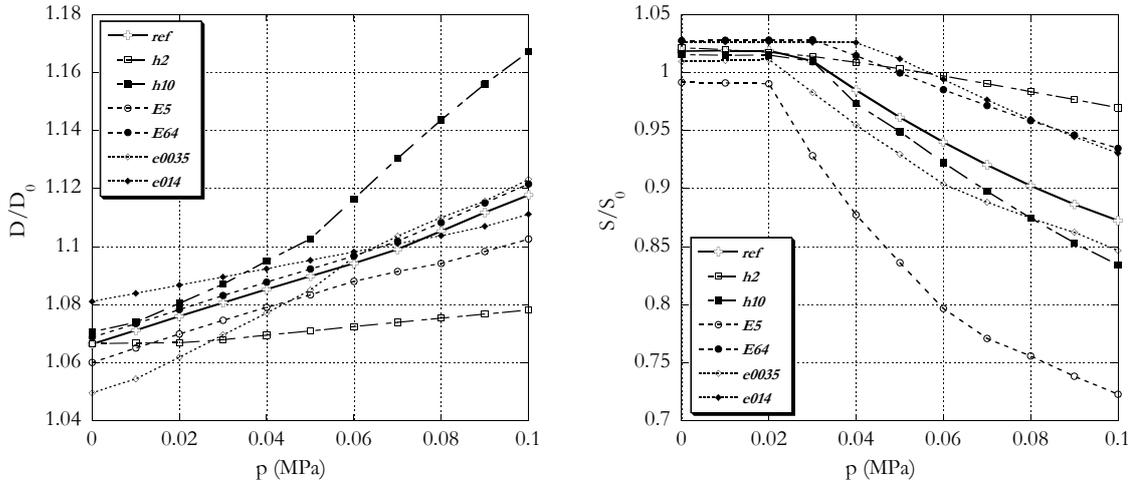
Étudions maintenant les changements géométriques que subit l'aorte en fonction des paramètres choisis. La figure 100 (a) trace, en fonction de la pression  $p$  à l'intérieur de la membrane, l'évolution du rapport du diamètre intérieur maximal  $D_a$  de l'aorte avec membrane sur le diamètre nominal de l'aorte  $D_{a_0}$  avant la pose de l'endoprothèse, pour chacun des sept modèles numériques.

On remarque que :

- tous les modèles engendrent une augmentation du diamètre interne de l'aorte  $D_a$ ,
- plus la pression  $p$  est importante, plus cette augmentation est conséquente. Elle est comprise entre 5 et 17 % selon les modèles et la pression  $p$ .
- pour les faibles pressions  $p$ , l'épaisseur de la membrane est le paramètre qui induit la plus grande variation du rapport  $\frac{D_a}{D_{a_0}}$ . La hauteur de membrane joue alors un rôle insignifiant.
- aux fortes pressions en revanche c'est la hauteur de membrane qui crée la plus forte variation du rapport  $\frac{D_a}{D_{a_0}}$ . Épaisseur de membrane et rigidité de stent n'ont alors que peu d'influence.

La figure 100 (b) trace quant à elle le rapport  $\frac{S}{S_0}$ , où  $S$  est la section de passage du flux sanguin dans l'artère équipée de l'endoprothèse (endoprothèse qui tend à restreindre cette section), et  $S_0$  la section de passage du collet de l'anévrisme dépourvu d'endoprothèse. On remarque que :

- aux faibles pressions  $p$ , l'endoprothèse a tendance à augmenter la section de passage  $S$ .
- l'augmentation de la pression  $p$  tend à diminuer  $S$ . Ainsi, selon les modèles et la pression  $p$ ,  $S$  peut être augmentée de 3 % ou diminuée de 28 %.
- pour les faibles pressions de membrane (jusqu'à  $p=0,03$  MPa), l'influence des paramètres choisis est minime, sauf lorsque le stent est choisi très souple (modèle **E5**), ce qui provoque



(a) Rapport  $\frac{D_a}{D_{a_0}}$  de la paroi interne de l'aorte en fonction de la pression  $p$  à l'intérieur de la membrane.

(b) Rapport  $\frac{S}{S_0}$  des sections de lumière artérielle en fonction de la pression  $p$  à l'intérieur de la membrane.

FIG. 100: Changements géométriques de l'aorte pour les sept modèles.

alors une légère réduction de section (alors que les autres modèles l'augmentent).

- lorsque la pression  $p$  augmente, la raideur du stent est le paramètre qui engendre le plus de variations du diamètre intérieur de l'endoprothèse.
- toutefois, aux pressions  $p$  élevées, les variations de hauteur de membrane et de son épaisseur engendrent également des variations de la section  $S$ . Ainsi lorsque  $p=0,1$  MPa, les modèles *h10* et *e0035* provoquent respectivement des réductions de section d'environ 15 % et 8 % plus importantes que les modèles *h2* et *e014*.

#### 4.5.5 Conclusions de l'étude paramétrique

Dans ce paragraphe, les résultats de l'étude paramétrique, présentée dans les paragraphes 4.5.2 à 4.5.4, sont analysés pour identifier les effets positifs ou néfastes de la variation des paramètres.

##### Influence de la raideur du stent

La figure 96 (b) a mis en évidence que le module d'élasticité  $E_s$  du stent n'a quasiment aucune influence sur la pression de contact  $\overline{p}_{contact}$  entre l'endoprothèse et l'aorte. Ce paramètre a, en revanche, une influence non négligeable sur les autres résultats étudiés. Ainsi, c'est logiquement le modèle avec le stent le plus souple (**E5**) qui sollicite mécaniquement le moins la paroi aortique. Du même coup, c'est lui qui engendre la plus faible variation de diamètre de l'aorte  $D_a$  ( $\frac{D_a}{D_{a_0}}=1,10$  à  $p=0,1$  MPa). En revanche, il cause une réduction très importante de la section de passage  $S$  puisque le rapport  $\frac{S}{S_0}$  descend à 0,72 lorsque la pression  $p$  atteint 0,1 MPa. A l'inverse, une endoprothèse avec un stent rigide sollicite plus l'aorte, augmentant également son diamètre interne ( $\frac{D_a}{D_{a_0}}=1,12$  pour *ref* et **E64** à  $p=0,1$  MPa), mais permet de limiter la réduction de la section  $S$  ( $\frac{S}{S_0}=0,87$  pour le modèle *ref* et 0,93 pour le modèle **E64**).

### Influence de l'épaisseur de la membrane

En faisant abstraction du comportement du modèle numérique aux faibles pressions  $p$ , causé par la raideur importante de la structure membranaire aux niveaux de ces rayons de courbure (cf. § 4.3), il ressort logiquement de la figure 96 (c) que la pression de contact entre l'endoprothèse et l'aorte augmente lorsque l'épaisseur de la membrane torique diminue. D'autre part, ce paramètre a relativement peu d'influence sur le diamètre interne de l'aorte  $D_a$  (cf. figure 100 (a)) et donc sur sa sollicitation mécanique (cf. tableau 12). Il n'a en outre également pas une influence trop importante sur la section de passage  $S$  (cf. figure 100 (b)), même si le modèle **e0035** engendre un rapport  $\frac{S}{S_0}$  inférieur de 10 % à celui issu du modèle **e014**.

### Influence de la hauteur de la section du tore membranaire

La hauteur  $h_m$  de la section torique de membrane est un des paramètres qui influent le plus sur les différents résultats étudiés. Ainsi, lorsque  $p=0,1$  MPa, le modèle **h2** génère une pression de contact  $\overline{p_{contact}}$  entre l'endoprothèse et l'aorte 27 % supérieure au modèle **h10**. Ensuite, le modèle **h2** engendre des niveaux de contrainte et de déformation dans la paroi aortique très inférieurs à ceux issus du modèle **h10** (cf. tableau 12). L'écart entre la réponse de ces deux modèles est également importante en ce qui concerne le diamètre interne de l'aorte  $D_a$  puisque le rapport  $\frac{D_a}{D_{a0}}$  passe de 1,08 à 1,17 du modèle **h2** au modèle **h10**. Enfin, en ce qui concerne la section de passage, les modèles **h2** et **h10** causent respectivement des réductions de section  $\frac{S}{S_0}$  de 0,97 et 0,83.

### En résumé

Grâce à l'étude paramétrique réalisée, on peut orienter le choix des trois paramètres testés ( $E_s$ ,  $e_m$  et  $h_m$ ) pour obtenir un bon compromis entre l'efficacité de la fixation prothétique et les perturbations physiologiques.

En ce qui concerne le module d'élasticité du stent  $E_s$ , tout d'abord, étant donné sa faible influence sur la pression de contact, son choix est conditionné par les autres critères. Il convient de ne pas le choisir trop faible, sous peine de réduire considérablement la section de passage  $S$  du sang lorsque la membrane est gonflée. Au vu des faibles écarts entre les deux modèles à fort  $E_s$  (**ref** et **E64**) concernant les sollicitations mécaniques de l'aorte et la variation du diamètre interne de l'aorte  $D_a$ , la plage de module  $32 < E_s < 64$  MPa semble adéquate. En conclusion de ce chapitre, un modèle d'endoprothèse doté d'un stent localement plus rigide sera proposé, permettant de limiter la diminution de la section de passage  $S$ .

Pour l'épaisseur de la membrane  $e_m$ , même si une faible épaisseur engendre une diminution légère de la section de passage  $S$  et une augmentation légère de la sollicitation mécanique et du diamètre interne de l'aorte  $D_a$ , il semble adéquat de choisir une membrane peu épaisse, de façon à augmenter la pression de contact entre l'aorte et l'endoprothèse.

Concernant la hauteur de membrane  $h_m$ , il est intéressant de choisir une valeur faible (par exemple  $h_m=2$  mm), car son influence est positive vis-à-vis de l'ensemble des résultats considérés. Le seul élément en défaveur d'une faible valeur de  $h_m$  est la hauteur restreinte de sa zone de contact avec l'aorte, qui engendre nécessairement un plus faible effort résultant, donc une fixation axiale moins efficace.

## 4.6 Modèle amélioré d'endoprothèse osmotiquement active

Eu égard à son utilisation, l'endoprothèse idéale serait celle qui engendrerait la plus forte pression de contact  $\overline{p_{contact}}$ , tout en générant les plus faibles variations de diamètre de l'aorte  $\frac{D_a}{D_{a_0}}$  et variations de section de passage  $\frac{S}{S_0}$ , ainsi qu'en sollicitant mécaniquement la paroi de l'aorte au minimum. En outre, afin de perturber au minimum la physiologie de l'aorte, l'endoprothèse est optimale si elle préserve au mieux la compliance de l'aorte, c'est-à-dire sa souplesse, pendant le cycle cardiaque systole / diastole.

Obtenir une pression de contact maximale est en contradiction avec une sollicitation mécanique minimale de l'aorte. Il s'agit alors de définir les caractéristiques de l'endoprothèse offrant le meilleur compromis pour l'ensemble des critères de performance précédemment cités. Les résultats de l'étude paramétrique ont montré que le modèle **h2** est sans conteste le plus adapté à l'application de fixation étanche. Dans ce paragraphe, on propose de comparer les résultats obtenus pour ce modèle avec ceux obtenus pour le modèle d'endoprothèse sans membrane, présentés au paragraphe 4.2, pour la pression systolique  $P=0,017$  MPa ainsi que pour la pression diastolique  $P=0,009$  MPa.

### 4.6.1 Comparaison des pressions de contact

Le graphique de la figure 101 (a) trace, pour les pressions sanguines  $P$  systolique et diastolique, l'évolution de la contrainte radiale  $\sigma_{rr}$  sur la paroi interne de l'aorte, qui équivaut à la pression de contact  $p_{contact}$  entre endoprothèse et aorte, en fonction de la position  $x$  le long du tronçon d'aorte étudié, pour le modèle **h2** (pour  $p=0,1$  MPa) et le modèle sans membrane.

Pour le modèle sans membrane, la pression de contact  $p_{contact}$  est relativement uniforme sur l'ensemble de la zone de contact (zone longue de 15 mm), et vaut en moyenne 0,016 MPa. Pour le modèle **h2**, la pression de contact présente un plateau localisé au niveau de la membrane (zone longue de 2 mm), fonction de la pression de gonflage  $p$ . Le tableau 13 recense la valeur de la pression de contact de plateau  $\overline{p_{contact}}$  pour trois niveaux de pression  $p$  de gonflage, lorsque l'aorte est soumise à la pression  $P$  systolique. Pour une pression de gonflage  $p$  nulle, cette pression

$p$ (MPa)	0	0,05	0,1
$\overline{p_{contact}}$ (MPa)	0,011	0,054	0,095

TAB. 13: Pression de contact  $\overline{p_{contact}}$  pour trois valeurs de  $p$ , lorsque  $P$  est systolique ( $P=0,017$  MPa)

de contact localisée est inférieure à la pression de contact moyenne du modèle sans membrane. Elle la dépasse en revanche très largement lorsque la pression  $p$  augmente :  $p_{contact}=0,054$  MPa pour  $p=0,05$  MPa, et  $p_{contact}=0,095$  MPa pour  $p=0,1$  MPa.

Il apparaît que la surface sur laquelle s'exerce la pression de contact est franchement réduite avec ce type d'implant endovasculaire par rapport à l'endoprothèse classique. Néanmoins, il permet de multiplier localement par cinq la pression de contact lorsque la pression osmotique dans la membrane atteint  $p = 0,1$  MPa.

En outre, quel que soit le modèle, la diminution de la pression sanguine (diastole) engendre logiquement l'augmentation de la pression de contact entre l'endoprothèse et l'aorte, quelle que soit la géométrie de cette endoprothèse.

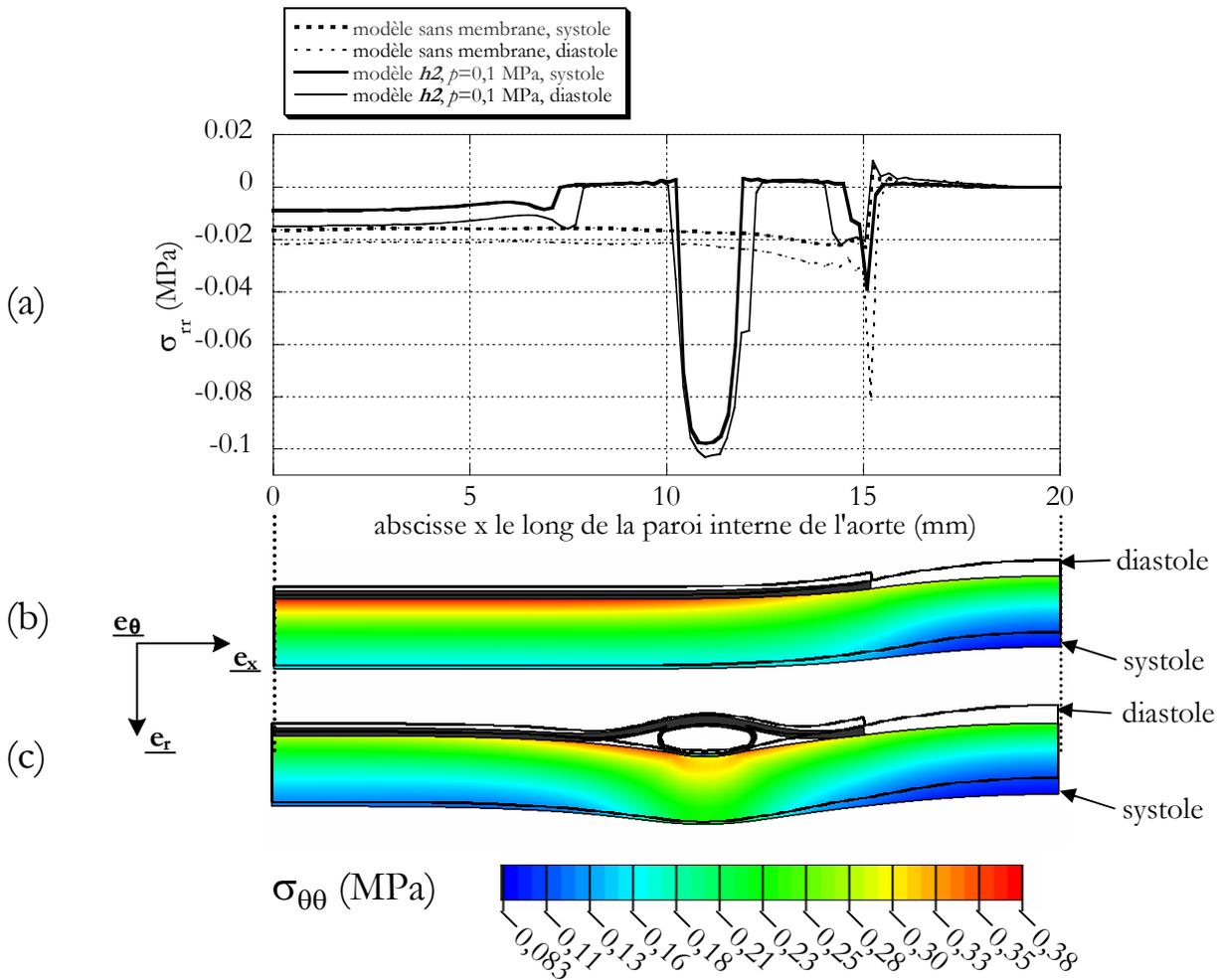


FIG. 101: Comparaison endoprothèse avec membrane ( $h2$ ) et sans membrane pour une pression sanguine  $P$  systolique et diastolique. (a) contraintes radiales  $\sigma_{rr}$  sur la paroi interne de l'aorte ( $p=0,1$  MPa pour le modèle  $h2$ ). (b) et (c) contrainte circonférentielle  $\sigma_{\theta\theta}$  dans l'aorte soumise à la pression systolique pour respectivement l'endoprothèse sans et avec membrane. Le contour de la déformée sous pression diastolique est également représenté.

#### 4.6.2 Comparaison des résultats concernant l'aorte

Sur les figures 101 (b) et (c), sont respectivement représentées, pour une pression  $P$  systolique, les contraintes circonférentielles  $\sigma_{\theta\theta}$  dans l'aorte soumise à l'endoprothèse classique et à l'endoprothèse du modèle  $h2$ , avec  $p=0,1$  MPa. Les déformées des modèles sans membrane et  $h2$  sous pression  $P$  diastolique sont également superposées.

- La contrainte circonférentielle maximale  $\sigma_{\theta\theta_{max}}$  est légèrement plus importante pour le modèle sans membrane ( $\sigma_{\theta\theta_{max}}=0,38$  MPa) que pour le modèle  $h2$  ( $\sigma_{\theta\theta_{max}}=0,37$  MPa). En terme de déformations circonférentielles maximales  $\varepsilon_{\theta\theta_{max}}$ , on mesure 0,29 pour le modèle  $h2$  et 0,27 pour le modèle sans membrane. Même si les répartitions des contraintes et des déformations circonférentielles sont très différentes entre ces deux modèles (pour le modèle  $h2$ , l'ensemble des variations est concentré vers le tore de membrane, tandis que pour le modèle sans membrane ces champs sont très homogènes tout le long du contact)

- les valeurs maximales mesurées sont très proches. Notons que lorsque la pression sanguine  $P$  est diastolique, la sollicitation mécanique de l'aorte est plus faible.
- Concernant les changements de géométrie, à  $P$  systolique on obtient les rapports  $\frac{D_a}{D_{a_0}} = 1,06$  et  $\frac{S}{S_0} = 1,04$  pour le modèle sans membrane, contre  $\frac{D_a}{D_{a_0}} = 1,08$  et  $\frac{S}{S_0} = 0,97$  pour le modèle **h2** lorsque  $p = 0,1$  MPa. Sous cette pression de gonflage, le diamètre interne de l'aorte  $D_0$  est donc légèrement supérieur avec le modèle **h2** qu'avec le modèle sans membrane. Pour le modèle **h2**, la section de passage  $S$  est quant à elle diminuée de 3% par rapport à l'aorte initiale, alors qu'elle est légèrement augmentée avec l'endoprothèse sans membrane. Quel que soit le modèle, loin de la zone d'influence de la prothèse, la variation de diamètre interne  $D_a$  de l'aorte entre systole et diastole vaut 0,84 mm (rappelons que le diamètre interne systolique vaut  $D_a = 22,48$  mm). Au niveau de la zone la moins compliant du contact avec l'endoprothèse, on relève des variations de diamètre  $D_a$  systole / diastole de 0,2 mm pour l'endoprothèse sans membrane et 0,13 mm pour le modèle **h2**. La présence d'une endoprothèse quelle qu'elle soit perturbe donc la compliance de l'aorte.

## 4.7 En résumé

L'étude numérique conduite a montré qu'il est possible d'améliorer l'étanchéité du système de fixation sur l'aorte par rapport aux endoprothèses classiques grâce à l'ajout d'un joint de membrane gonflable par osmose, sans pour autant augmenter le niveau des sollicitations mécaniques au sein du matériau aortique, et sans pénaliser à outrance la libre circulation sanguine dans l'aorte.

Nous présentons un dernier exemple pour illustrer les potentialités de l'outil numérique dans une démarche de conception associant médecins et concepteurs d'endoprothèse. Si par exemple il est estimé que la réduction de section  $S$  de passage du sang est trop pénalisante avec le modèle **h2** lorsque la membrane est gonflée, on peut imaginer une endoprothèse dotée d'un stent localement plus rigide dans sa zone en contact avec la membrane torique, comme représenté sur la figure 102. Les figures 103 (a), (b) et (c) superposent les déformées systole / diastole des modèles sans

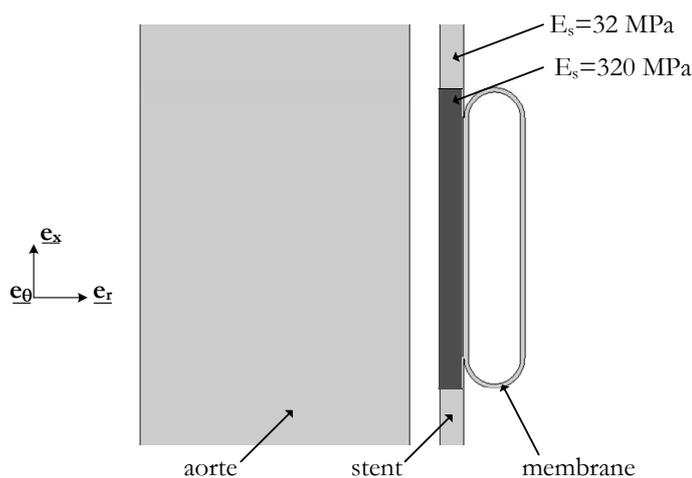


FIG. 102: Détails du modèle **h2** modifié, avec un stent localement dix fois plus rigide.

membrane, **h2** et de ce modèle basé sur le modèle **h2** mais dont le stent est localement plus rigide. On remarque notamment que si les déformées de l'aorte sur les figures (b) et (c) sont comparables, la géométrie de section de passage de la figure (c) est comparable à celle de la

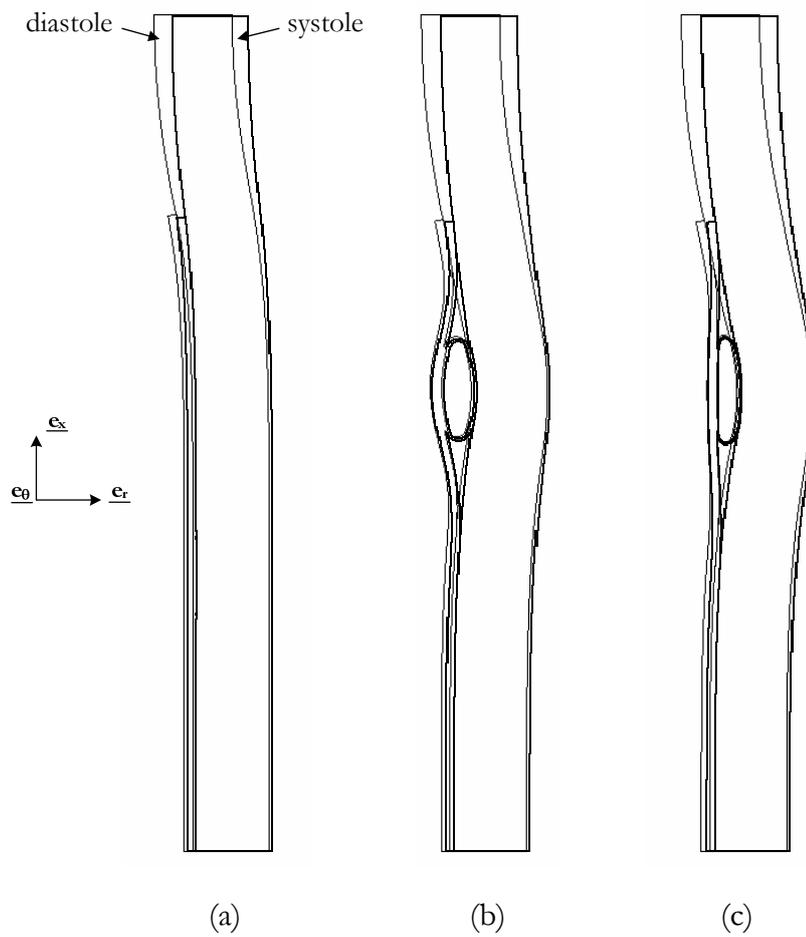


FIG. 103: Déformées des modèles sans membrane (a), **h2** (b) et **h2** avec stent localement plus rigide (c).

figure (a). La section de passage d'un modèle d'endoprothèse à stent localement rigide est donc nettement plus grande que celle du modèle **h2**.

## Conclusion

Dans cette dernière partie, l'étude numérique consacrée au comportement mécanique de l'endoprothèse osmotiquement active en contact avec la paroi aortique a été présentée.

Ce travail de modélisation numérique a notamment nécessité l'étude du comportement mécanique des matériaux en présence. Une large part a ainsi été consacrée à l'étude et à la modélisation du comportement mécanique de l'aorte qui, comme pour tous les tissus vivants, est complexe. Le comportement de la membrane composant le joint osmotiquement actif a quant à lui été modélisé sur la base des résultats expérimentaux de la partie II. Pour faciliter l'étude, les modèles utilisés pour ces deux matériaux ont été choisis relativement simples. C'est néanmoins le comportement mécanique de l'endoprothèse, support de ce joint, qui a fait l'objet des simplifications les plus significatives, le comportement de la structure grillagée du stent étant considéré équivalent à celui d'un cylindre creux.

Pour compléter la description de la maquette numérique mise en place, la géométrie et les conditions aux limites utilisées, présentant elles aussi un certain nombre de simplifications, ont également été définies dans cette partie.

L'exploitation de cette maquette, grâce notamment à la mise en place d'une étude paramétrique, a permis de quantifier, avec les réserves liées à l'ensemble des hypothèses simplificatrices postulées, la valeur ajoutée d'un joint torique osmotiquement actif sur l'étanchéité du contact entre l'endoprothèse aortique et la paroi du collet de l'anévrisme aortique.

Les modèles numériques présentés constituent une base de réflexion : il est ainsi possible de faire varier la géométrie et les propriétés des matériaux de l'endoprothèse pour répondre aux exigences médicales, comme l'illustre le modèle d'endoprothèse à stent localement rigide, présenté au paragraphe 4.7.



# Conclusion générale

L'objectif de cette thèse était d'étudier la possibilité de concevoir un dispositif osmotiquement actif implantable *in vivo*. L'osmose nécessitant la mise en oeuvre d'une membrane semi-perméable, nous avons choisi d'utiliser cette membrane tant pour générer l'énergie mécanique via l'osmose que pour servir de matériau de structure de l'actionneur implanté. Dans ce but une application médicale simple de ce principe a été étudiée : une endoprothèse pour anévrismes de l'aorte abdominale osmotiquement active.

Pour cette étude, une campagne expérimentale a d'abord été conduite. Cette campagne a permis de caractériser d'une part le comportement chimique d'un système osmotique membrane / soluté / solvant modèle, et d'autre part le comportement mécanique de la membrane modèle, en acétate de cellulose. La connaissance du comportement mécanique de la membrane a conduit, dans un deuxième temps, à la mise en place d'un modèle numérique de la zone de fixation de cet implant osmotiquement actif avec la paroi de l'aorte, grâce à l'étude des comportements d'endoprothèses basées sur des stents et de l'aorte abdominale.

Les travaux conduits au cours de ce travail de thèse ont permis la mise en évidence des points suivants :

- En premier lieu, lorsque la membrane semi-perméable ne subit pas (ou subit peu) de déformation, nous avons caractérisé le comportement chimique du système osmotique modèle grâce à la mise en oeuvre de dispositifs expérimentaux élémentaires de mesure de différence de pression à débit nul et de mesure de débit à différence de pression nulle.
- Le développement d'un essai de gonflement de membrane par osmose, plus sophistiqué que les deux précédents, a ensuite permis de caractériser à la fois le comportement chimique du système modèle et le comportement mécanique de la membrane semi-perméable. Cette campagne expérimentale a montré que la membrane, dans les gammes de vitesse de sollicitation mises en jeu par son utilisation, présente un comportement mécanique de type élasto-plastique. Un modèle isotrope hypoélastique a été identifié de façon à décrire sa réponse non-linéaire. Il ressort également de cette étude expérimentale que la perméabilité de cette membrane au solvant augmente fortement lors de sa déformation. Un modèle de comportement chimique du système osmotique modèle a alors été identifié, dont le paramètre de perméabilité est fonction de la déformation de la membrane.
- En outre, un modèle du comportement couplé chimique / mécanique du système osmotique modèle a été mis en oeuvre pour cet essai de gonflement. Ce modèle, basé sur l'identification préalable des lois de comportement mécaniques et chimiques, permet notamment de décrire l'évolution temporelle d'un système osmotiquement actif dont l'enceinte close par la membrane est cylindrique.
- Enfin, un modèle numérique simplifié de la zone de fixation proximale d'une endoprothèse osmotiquement active a été mis en place et exploité. Cette étude numérique a montré que

cet implant endovasculaire était capable de générer, avec les mêmes niveaux de sollicitation mécanique de l'aorte, des pressions de contact supérieures à celles obtenues à partir de l'endoprothèse classique, et ce pour des pressions osmotiques raisonnables.

Les travaux effectués constituent ainsi une base préliminaire pour le développement d'implants osmotiquement actifs. Aussi, le comportement mécanique de chacun des composants mis en jeu dans ce problème a été volontairement modélisé par des lois très simples. La poursuite du développement de cet implant passe par le raffinement de ces modèles de comportement.

L'aorte a ainsi simplement été modélisée à l'aide d'un comportement mécanique homogène et isotrope dans l'épaisseur. Étant donné l'arrangement complexe en couches concentriques de ce matériau, il serait intéressant de modéliser individuellement le comportement de chaque couche. A ce propos, peu de données étant disponibles dans la littérature, on peut envisager le recours à une campagne expérimentale de caractérisation de chaque couche après dissection.

Concernant le comportement mécanique de la membrane, seuls des chargements monotones de type gonflement de tube mince (traction biaxiale) lui ont été imposés lors de sa caractérisation expérimentale. Pour étudier plus finement le comportement de cette membrane, il serait intéressant d'y ajouter par exemple un chargement axial, ce qui permettrait d'étudier d'autres valeurs de chargements biaxiaux. Il serait également judicieux de soumettre la membrane à un chargement cyclique de type charge / décharge, afin de mieux appréhender son comportement élasto-plastique. Enfin, des essais sous d'autres types de sollicitations, en adéquation avec celles observées sur l'endoprothèse (flexion, compression) pourraient être conduits, de façon à augmenter la précision du modèle.

La modélisation du stent a également fait l'objet de simplifications. Pour affiner ce modèle, il est possible dans un premier temps d'identifier un modèle équivalent de comportement anisotrope, éventuellement non-linéaire (à partir d'essais à réaliser, la littérature étant très pauvre à ce sujet). Dans un second temps, les progrès actuels des puissances de calcul informatique permettent d'envisager directement la modélisation tridimensionnelle d'une portion de la structure grillagée du stent.

Au delà de l'amélioration de la précision du modèle numérique, la mise en place d'un prototype d'endoprothèse osmotiquement active est d'ores et déjà envisageable. Ce prototype pourrait dans un premier temps être testé en contact avec un tube en élastomère géométriquement et mécaniquement comparable à l'aorte, avant des essais sur tronçons d'aorte animale ou humaine excisés.

## Annexe A

# Précision du système de mesure de la déformation

Tout système de mesure donne une information plus ou moins précise mais jamais exacte sur le phénomène physique observé. Une chaîne de mesures d'extensométrie optique telle que celle utilisée n'échappe pas à cette règle.

De façon générale, on peut décomposer les sources d'erreurs sur la mesure en trois classes :

- La première est la précision de la mesure  $\Delta_1$ . C'est l'acuité avec laquelle le signal issu du phénomène physique est mesuré. Lorsque la mesure est convertie en valeurs numériques, le nombre de chiffres significatifs est représentatif de la précision.
- La deuxième est l'erreur due à la dispersion statistique  $\Delta_2$  : La dispersion au sens statistique entre plusieurs mesures indépendantes de la même grandeur est donnée par l'écart type  $\sigma$  de l'ensemble des mesures. L'erreur due à la dispersion statistique est alors estimée par la pondération de cet écart type par un facteur  $k$  dépendant du niveau de confiance sur la mesure :

$$\Delta_2 = k\sigma$$

En physique, on prend souvent  $k = 3$ . En supposant une répartition Gaussienne des mesures, 99,73 % des mesures sont comprises dans l'intervalle de taille  $\Delta_2$ .

- La troisième et dernière est l'erreur systématique  $\Delta_3$ , écart entre la valeur moyenne de la mesure et sa valeur théorique.

L'erreur totale sur la mesure est donnée par la somme de ces trois contributions :

$$\Delta_{totale} = \Delta_1 + \Delta_2 + \Delta_3 \tag{1}$$

Le but de ce paragraphe est l'identification des sources et l'estimation de l'erreur totale  $\Delta_{totale}$  sur la mesure des déformations par le système de corrélation d'images utilisé.

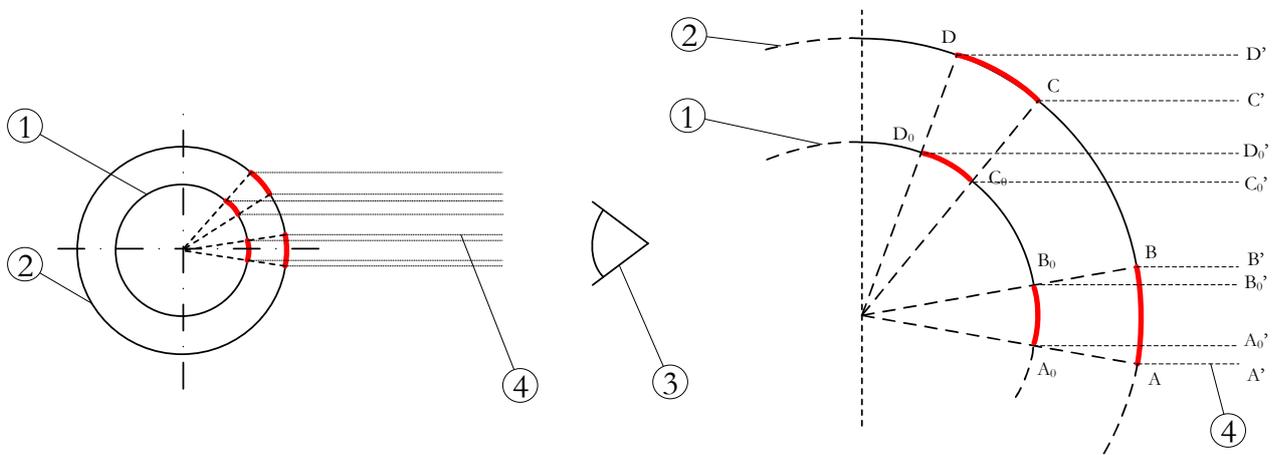
L'utilisation d'un système de mesure de champs de déplacements et de déformations sur surfaces planes n'est, comme on l'a précédemment évoqué, pas directement applicable à la quantification des déformations sur la surface d'un tube. La mesure issue du traitement par corrélation est donc, en particulier, entachée d'erreurs systématiques d'origine géométrique qu'il convient de quantifier, ce que nous nous efforçons de faire au § A.1.

En outre, la mesure d'un champ de déformation par corrélation d'images issues d'une acquisition optique est toujours perturbée par des phénomènes parasites provenant de l'ensemble de la chaîne de mesure et des conditions d'expérimentation. Au paragraphe A.2, nous tentons d'estimer ces incertitudes de mesure.

## A.1 Erreur engendrée par les facteurs géométriques

Dans le cadre de notre étude, deux phénomènes d'origine géométrique sont susceptibles d'engendrer des erreurs dans la mesure de la déformation.

1. Le premier est la non planéité de la surface mesurée. Cette surface étant globalement cylindrique, il est légitime de penser que plus la mesure est effectuée sur une zone située loin de la génératrice du cylindre la plus proche de l'objectif moins elle est précise. La figure 1, schématise le système optique mis en place en vue de dessus, avec sur la figure (a) le tube de membrane observé par un objectif optique (4) à deux états de gonflement (1) et (2), sur lequel deux secteurs angulaires sont identifiés : l'un fait face à l'objectif et l'autre est visible par l'objectif mais décalé sur un côté par rapport à la génératrice amont du tube membranaire. La figure (b) présente un zoom sur l'évolution de ces deux secteurs.



a) vue générale de dessus du cylindre de membrane au cours de la déformation

b) vue de dessus restreinte à une zone d'intérêt

- ① Membrane à l'état non gonflé
- ② Membrane à l'état gonflé
- ③ Objectif
- ④ Rayons issus des limites des secteurs étudiés avant et après déformation

FIG. 1: Illustration de l'observation de deux secteurs angulaires par l'objectif (4) au cours du gonflement de la membrane tubulaire. Le diamètre du tube passe de la position (1) à la position (2) (figure (a)). On considère que les rayons optiques (5) des extrémités des secteurs angulaires arrivent tous parallèles entre eux sur l'objectif. Sur la figure (b), on s'intéresse à l'évolution d'un secteur  $A_0B_0$  et d'un secteur  $C_0D_0$  qui deviennent  $AB$  et  $CD$  après la déformation de la membrane. L'objectif voit les projections de ces points, notés avec des '.

Après la déformation, le secteur initial  $A_0B_0$  devient  $AB$ , et le secteur  $C_0D_0$  devient  $CD$ . L'objectif (3) voit les projections de ces secteurs, parallèles entre elles et perpendiculaires au plan optique. Ces projections sont notées  $A'_0B'_0$ ,  $A'B'$ ,  $C'_0D'_0$  et  $C'D'$ .

La déformation logarithmique circonférentielle  $\varepsilon_{ln\theta\theta}$  est déterminée par les expressions

suivantes :

$$\varepsilon_{ln_{\theta\theta}} = \ln \frac{AB}{A_0B_0} = \ln \frac{CD}{C_0D_0} \quad (2)$$

D'où, en utilisant uniquement la composante verticale des segments de droite :

$$\varepsilon_{ln_{\theta\theta}} = \ln \frac{A'B'}{A'_0B'_0} = \ln \frac{C'D'}{C'_0D'_0} \quad (3)$$

La mesure de la déformation circonférentielle peut donc être effectuée sans altération, indifféremment sur une zone proche ou loin de la génératrice en regard de l'objectif. Notons que ceci suppose que l'ensemble de la zone observée reste parfaitement cylindrique et d'axe immobile au cours de sa déformation. En pratique, les zones situées proches de chaque bord ne sont pas exploitables par la corrélation d'image : en ces endroits, les rayons incidents tangentent la membrane, rendant les motifs aléatoires difficiles à identifier pour le logiciel. On préférera donc mesurer les déformations sur une zone proche de la génératrice de la membrane tubulaire.

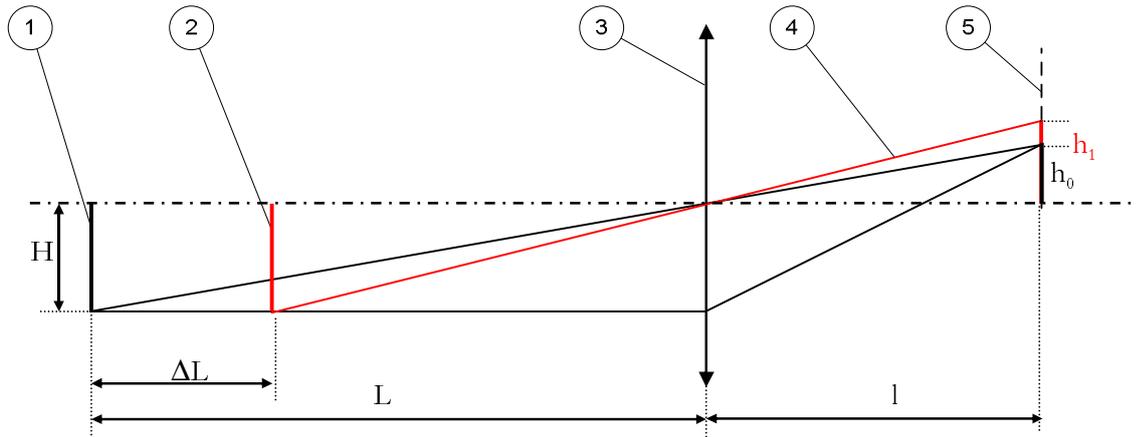
2. Le second concerne les déplacements hors plan engendrés par la variation du diamètre de la membrane pendant la sollicitation. Les déplacements hors plan, en effet, engendrent une mesure de déformation parasite. Un objet mu d'un mouvement de corps rigide s'approchant du système optique sera vu grossissant par ce dernier. Il est intéressant de quantifier la variation de déformation engendrée par le changement de diamètre de la membrane au cours de l'expérience de gonflement. La figure 2 illustre de façon simplifiée le dispositif optique mis en place.

L'objectif y est simplement représenté par une lentille convergente notée (3). Le long de l'axe optique, de gauche à droite, sont représentés : l'objet observé avec sa position initiale (1) et sa position finale (2), la lentille (3), et le plan image (5) sur lequel on voit l'image de l'objet avant et après déplacement. Ces différents éléments sont reliés par les rayons incidents extrêmes (4). Les dimensions sont également renseignées : L'objet de taille H est situé à une distance L de la lentille dont la distance focale est f. Il forme une image de taille  $h_0$  sur le plan image. On déplace l'objet d'une distance  $\Delta l$ . Il apparaît alors sur le plan image avec une taille  $h_1$ . On observe sur le schéma une légère défocalisation inévitable mais en réalité trop faible pour être perçue à l'oeil nu dans le cas du montage expérimental étudié. On suppose donc que l'objet est vu après déplacement avec une taille  $h_1$ , ce qui est légèrement surestimé. Grâce à des considérations géométriques, il est possible de connaître la déformation  $\varepsilon$  de l'image de l'objet sur le plan image (les mesures de déformations étudiées par la suite pouvant atteindre 0,3, il a été choisi de travailler en déformations logarithmiques) :

$$\varepsilon_{ln} = \ln \frac{h_1}{h_0} \quad (4)$$

Grâce à des égalités issues du théorème des triangles semblables, on peut écrire :

$$\begin{cases} \frac{h_1}{l} = \frac{H}{L - \Delta L} \\ \frac{h_0}{l} = \frac{H}{L} \end{cases} \quad (5)$$



- ① Objet observé avant déplacement
- ② Objet observé après déplacement
- ③ Lentille de l'objectif
- ④ Rayons incidents
- ⑤ Plan focal

FIG. 2: Illustration du changement de hauteur d'un objet observé avec un système optique lorsqu'il se rapproche. L'objet de hauteur  $H$ , distant de  $L$  de la lentille (3) dont la distance focale est  $f$ , passe de la position (1) à la position (2) au cours de son rapprochement  $\Delta L$ . Les rayons extrêmes issus de l'objet sont représentés par les traits (4), noir pour l'objet avant déplacement et gris après. Ces rayons aboutissent sur le plan focal pour former une image de l'objet. Cette image a une hauteur  $h_0$  avant le déplacement et  $h_1$  après.

soit

$$\varepsilon_{ln} = \ln \left( \frac{L}{L - \Delta L} \right) \quad (6)$$

Pour notre dispositif, on a approximativement  $L = 300 \text{ mm}$ .

Pour une déformation circonférentielle de la membrane de 0,3, le mouvement hors plan  $\Delta L$  vaut 6 mm pour le plus gros diamètre testé (20 mm).

On obtient alors une déformation  $\varepsilon_{ln}$  de 0,02 due au déplacement perpendiculaire au plan d'étude. Cette déformation parasite représente donc 6,7 % d'erreur sur la mesure de la déformation.

Les variations sur la mesure de déformation causées par les phénomènes géométriques décrits ci-dessus engendrent une erreur systématique, car elles décalent la valeur moyenne de la déformation mesurée de sa valeur théorique. Étant donné le caractère prédictif de cette erreur, il est possible de s'en affranchir. Son amplitude étant, comme nous l'avons vu, proportionnelle à la valeur de la déformation circonférentielle, il suffit de la retrancher à cette dernière pour avoir une mesure de la déformation circonférentielle et longitudinale corrigée, ce que nous avons fait.

Il convient alors d'étudier le champ de déplacement uniquement sur la zone de la membrane qui fait face à la caméra. Pour cela, seuls les résultats issus des imageries les plus proches du centre de la projection de la membrane sont pris en compte.

## A.2 Estimation des erreurs engendrées par la chaîne de mesure

Les mesures des déformations par la méthode de corrélation d'images font intervenir une chaîne instrumentale assez complexe. Chaque élément de cette chaîne engendre une source d'incertitudes sur la mesure. La figure 3 présente les différentes étapes de la mesure, depuis la surface étudiée jusqu'au traitement informatique de l'information issue de deux images, visant à déterminer les déformations. La colonne de gauche renseigne sur la nature de l'information

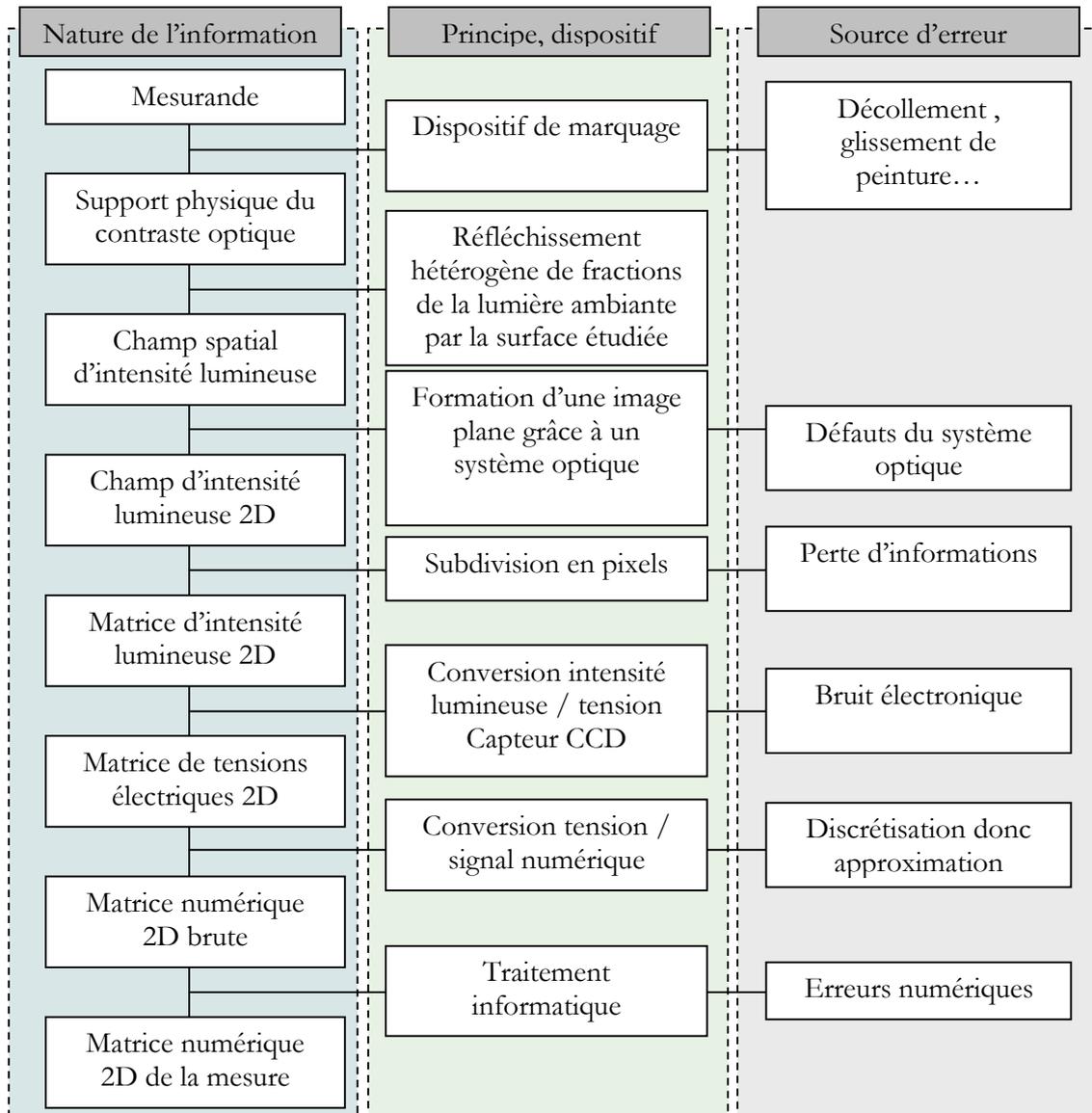


FIG. 3: Détail de la chaîne d'acquisition en photomécanique, depuis l'objet à mesurer jusqu'à la mesure finale. La nature de l'information à chaque étape, le principe et / ou le dispositif physique et la source éventuelle d'erreur sont renseignés

qui transite. La colonne centrale indique le principe physique ou les moyens physiques mis en place pour convertir cette information. Enfin, la colonne de droite pointe les étapes susceptibles d'engendrer une source d'erreur sur l'information, erreur répercutée en bout de chaîne sur la

mesure des déformations.

Il serait fastidieux et sans doute imprécis d'essayer de quantifier, à chaque étape de la chaîne de mesure identifiée sur la figure 3, la valeur de ces erreurs et d'en faire la somme pour connaître la performance globale du système. A la place, nous avons tenté de quantifier une erreur globale sur la mesure de la déformation par corrélation. La méthode utilisée consiste à mesurer les déformations résiduelles obtenues par corrélation entre deux images de l'objet, acquises avant et après un déplacement de corps rigide de la surface étudiée. Afin de reproduire le plus fidèlement possible les conditions expérimentales, des images acquises dans des conditions identiques aux essais ont été utilisées.

Pour ce test, la déformation de la surface étudiée est théoriquement nulle entre les deux images. Les déformations ainsi mesurées peuvent alors être directement interprétées comme des erreurs globales sur la mesure. L'influence de différents facteurs a été étudiée :

- Tout d'abord, deux valeurs différentes de déplacement de corps rigide ont été testées : un déplacement nul et un déplacement de 2 mm (valeur représentative du champ de déplacement moyen observé au cours de nos essais).
- Ensuite, l'influence de la taille des imagerie de corrélation sur la mesure de la déformation a également été étudiée, pour des tailles d'imagerie de 5 à 100 pixels de côté.

La figure A.4(a) présente les résultats obtenus pour la mesure de la déformation dans une direction (les résultats sont similaires dans toutes les directions du plan). Sur le graphe (a), illustrant un exemple de mesures, sont représentés les déformations obtenues sur l'ensemble des imagerie de corrélation, à partir de deux images immobiles, pour des tailles d'imagerie de 10 pixels de côté. La valeur moyenne ainsi que l'erreur aléatoire  $\Delta_2 = 3\sigma$  (cf. introduction de l'annexe A) sont également indiquées. Les graphes (b) et (c) représentent, respectivement, l'évolution de l'erreur systématique  $\Delta_3$  et de l'erreur aléatoire  $\Delta_2$  en fonction de la taille des imagerie. Les résultats obtenus pour des déplacements de corps rigide de 0 et 2 mm sont comparés.

On observe :

- que la valeur des erreurs systématique et aléatoire augmente avec le déplacement de corps rigide de façon non négligeable. Pour une taille d'imagerie de 30 pixels, les valeurs de  $|\Delta_3|$  et  $\Delta_2$  en fonction du déplacement sont reportées dans le tableau 1

déplacement (mm)	$ \Delta_3 $	$\Delta_2$
0	$9 \cdot 10^{-6}$	$5 \cdot 10^{-4}$
2	$2,2 \cdot 10^{-4}$	$1 \cdot 10^{-3}$

TAB. 1: Comparaison de la valeur absolue de l'erreur systématique et de l'erreur aléatoire en fonction du déplacement de corps rigide.

La quantification de l'erreur à partir d'un déplacement de corps rigide non nul apparaît alors plus représentative de la précision avec laquelle sont effectués les essais. Il s'agit malgré tout d'une estimation optimiste, étant donné que la corrélation est facilitée par l'absence de déformation de la surface étudiée.

- que l'erreur systématique ne dépend pas de la taille des imagerie. Ce résultat est logique car en effet, plus la taille des imagerie augmente, plus la mesure est fiable, mais moins le nombre de mesures est important.
- à l'inverse, l'erreur aléatoire décroît lorsque la taille de imagerie augmente. Cette décroissance, forte pour les petites imagerie, et de plus en plus faible lorsque leur taille augmente, est évaluée à deux décades entre des imagerie de 5 et de 100 pixels de cotés.

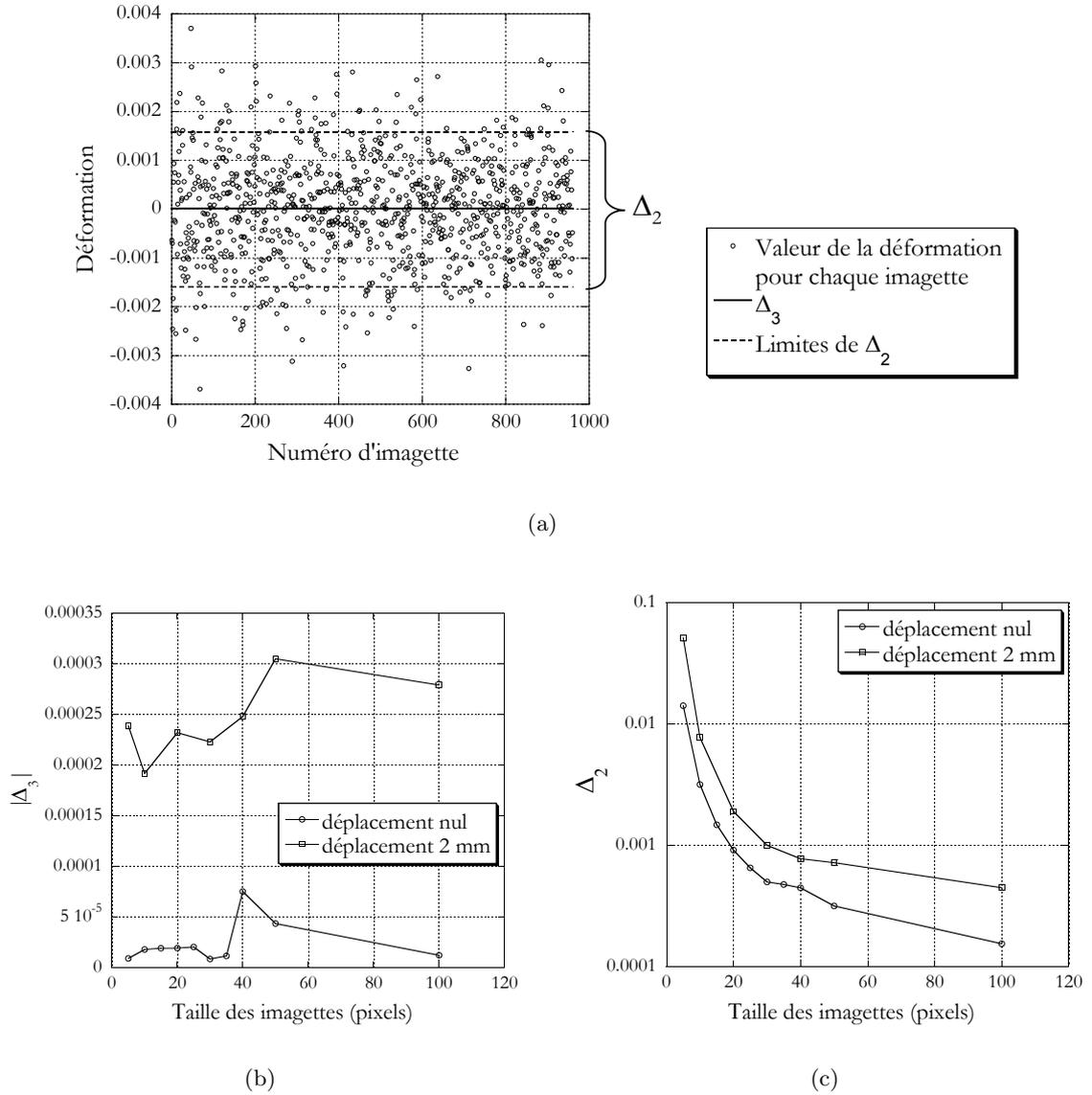


FIG. 4: Résultats d'estimation de l'erreur sur la mesure de la déformation engendrée par l'ensemble de la chaîne de mesure. (a) Valeurs de la déformation parasite mesurée dans une direction en fonction du numéro d'imagette du domaine de corrélation, pour des imagettes de 10 pixels de côté, comparée avec l'erreur systématique  $\Delta_3$  sur la mesure réalisée et l'amplitude de l'erreur aléatoire  $\Delta_2$ , centrée sur  $\Delta_3$ . Les graphes (b) et (c) représentent respectivement la valeur absolue de l'erreur systématique  $|\Delta_3|$  et l'erreur aléatoire  $\Delta_2$  en fonction de la taille en pixels du domaine de corrélation.

Ces mesures de l'erreur systématique  $\Delta_3$  et aléatoire  $\Delta_2$  mettent en évidence l'importance du choix de la taille des imagettes de corrélation. Si la surface étudiée présente une déformation homogène, cette valeur sera donnée par la mesure moyenne de la déformation, et l'erreur totale  $\Delta_{totale}$  sur la mesure sera alors la somme de l'erreur systématique  $\Delta_3$  et de la précision de mesure  $\Delta_1$  (cf. équation 1). Si, en revanche, cette déformation présente des hétérogénéités que

l'on souhaite quantifier, le choix de la taille des imagerie sera primordial. Les valeurs des déformations locales seront alors mesurées et interprétées indépendamment sur chaque imagerie.  $\Delta_{totale}$  sera alors égal à la somme de  $\Delta_1$ ,  $\Delta_2$  et  $\Delta_3$ .

Pour notre étude, nous avons choisi des imagerie de 30 pixels de côté, afin de mesurer le champ de déformation sur une zone centrée sur l'axe et relativement étroite. Dans ces conditions, la précision des mesures effectuées sur chacune des imagerie du domaine de corrélation peut être estimée à  $1,2 \cdot 10^{-3}$ .

### A.3 Conclusion sur la précision de la mesure des déformations par corrélation d'images.

Cette étude de détermination de l'imprécision de mesure nous a permis, d'une part, d'identifier et de quantifier une source d'erreur systématique non négligeable qu'est le rapprochement membrane / objectif pendant la déformation du tube, et d'autre part, d'estimer les différentes contributions à l'erreur,  $\Delta_1$ ,  $\Delta_2$  et  $\Delta_3$ . Il est important de noter que ces valeurs ont été identifiées dans les conditions propres à notre campagne expérimentale. Elles ne sont donc pas intrinsèques à la méthode de corrélation d'images. Elles donnent néanmoins des ordres de grandeurs de sa performance. Il apparaît ainsi que l'erreur totale  $\Delta_{totale}$  est principalement fonction de la résolution spatiale souhaitée. Ainsi, si la déformation est homogène, la plus petite résolution spatiale est suffisante, et l'erreur systématique  $\Delta_3$ , qui est la moyenne des mesures sur toutes les imagerie, donne l'erreur totale  $\Delta_{totale}$ . En revanche, si l'hétérogénéité de la déformation conduit à son étude locale, la résolution spatiale devra être choisie élevée (petite taille d'imagerie). L'erreur aléatoire  $\Delta_2$ , devient alors prépondérante dans  $\Delta_{totale}$ . Ainsi, la résolution spatiale de la mesure doit donc être adaptée à l'échelle du phénomène observé.

Pour notre étude, nous avons choisi des tailles d'imagerie de 30 pixels de coté. D'après l'étude qui précède, la précision sur la mesure de la déformation peut alors être estimée à  $1,2 \cdot 10^{-3}$ . Une étude d'homogénéité de la déformation permettra d'identifier d'éventuelles localisations de cette déformation. Si elles sont inexistantes, la moyenne de la mesure sur l'ensemble du domaine de corrélation sera utilisée.

---

# Bibliographie

- Ait-Amokhtar, H., Vacher, P. & Boudrahem, S. (2006), 'Kinematics fields and spatial activity of portevin-le chatelier bands using the digital image correlation method', *Acta Materialia* **54**(16), 4365–4371.
- Allais, L., Bornert, M., Bretheau, T. & Caldemaison, D. (1994), 'Experimental characterization of the local strain field in a heterogeneous elastoplastic material', *Acta Metallurgica et Materialia* **42**(11), 3865–3880.
- Armon, M., Yusuf, S., Whitaker, S., Gregson, R., Wenham, P. W. & Hopkinson, B. R. (1997), 'Influence of abdominal aortic aneurysm size on the feasibility of endovascular repair.', *Journal of Endovascular Surgery* **4**(3), 279–83.
- Arruda, E. M. & Boyce, M. C. (1993), 'A three-dimensional constitutive model for the large stretch behavior of rubber elastic materials', *Journal of the Mechanics and Physics of Solids* **41**(2), 389–412.
- Astrand, H., Sandgren, T., Å. R. Ahlgren & Länne, T. (2003), 'Noninvasive ultrasound measurements of aortic intima-media thickness : Implications for in vivo study of aortic wall stress', *Journal of Vascular Surgery* **37**(6), 1270–1276.
- Audinos, R. (2000), *Membranes semi-perméables Membranes d'osmose inverse*, Techniques de l'ingénieur.
- Badran, M. F., Gould, D. A., Raza, I., McWilliams, R. G., Brown, O., Harris, P. L., Gilling-Smith, G. L., Brennan, J., White, D., Meakin, S. & Rowlands, P. C. (2002), 'Aneurysm Neck Diameter after Endovascular Repair of Abdominal Aortic Aneurysms', *J Vasc Interv Radiol* **13**(9), 887–892.
- Ben-Sasson, S. A. & Grover, N. B. (2003), 'Osmosis : a macroscopic phenomenon, a microscopic view', *Advances in Physiology Education* **27**(1), 15–19.
- Buth, J. & Laheij, R. (2000), 'Early complications and endoleaks after endovascular abdominal aortic aneurysm repair : Report of a multicenter study', *Journal of Vascular Surgery* **31**(1), 134–146.
- Carew, T. E., Vaishnav, R. N. & Patel, D. J. (1968), 'Compressibility of the Arterial Wall', *Circ Res* **23**(1), 61–68.
- Chagnon, G. (2003), Modélisation de l'effet Mullins dans les élastomères, thèse de doctorat, École Centrale de Nantes.

- Chuong, C. J. & Fung, Y. C. (1983), 'Three-dimensional stress distribution in arteries', *Journal of Biomechanical Engineering* **105**(3), 268–74.
- Cinquin, P., Cinquin, O., Favier, D., Orgeas, L., Pecher, M. & Pujol, S. (2003), 'Micro-muscle in biological medium', brevet n° WO03007844.
- Delfino, A., Stergiopoulos, N., Moore, J. & Meister, J.-J. (1997), 'Residual strain effects on the stress field in a thick wall finite element model of the human carotid bifurcation.', *Jouranal of Biomechanics* **30**, 777–786.
- Desrues, J. (1984), La localisation de la deformation dans les materiaux granulaires., These de doctorat, USMG et INPG, Grenoble.
- Di-Martino, E. & Vorp, D. A. (2003), 'Effect of variation in intraluminal thrombus constitutive properties on abdominal aortic aneurysm wall stress', *Annals of Biomedical Engineering* **31**, 804–809.
- Diethrich, E. B. (2001), 'Aaa stent grafts : Current developments', *Journal of Invasive Cardiology* **13**(5), 383–390.
- Dutrochet, H. (1928), 'Nouvelles recherches sur l'endosmose et l'exosmose', *Académie royale des sciences*.
- Fillinger, M. F., Raghavan, M. L., Marra, S. P., Cronenwett, J. L. & Kennedy, F. E. (2002), 'In vivo analysis of mechanical wall stress and abdominal aortic aneurysm rupture risk', *Journal of Vascular Surgery* **36**(3), 589–599.
- Fine, V. (2003), Projet ROMS : Robot Osmotique Médical au Sucre, Diplôme de Recherche Technologique : ingénierie de la santé, Université Joseph Fourier.
- Flory, P. J. (1944), 'Network structure and the elastic properties of vulcanized rubber', *Chemical Reviews* **35**, 51–75.
- Frayon, S., Cueille, C., Prat, R. & Garel, J.-M. (2003), 'La cellule musculaire lisse vasculaire', Document en ligne de l'université Pierre et Marie Curie : <http://www.snv.jussieu.fr/bmedia/cmlv/index.htm>.
- Garcia, D. & Orteu, J. (2001), 3D deformation measurement using stereo-correlation applied to experimental mechanics, in 'International Symposium on Deformation Measurements', Orange, Etats-Unis, pp. 50–60.
- Gillum, R. (1995), 'Epidemiology of aortic aneurysm in the united states', *Journal of Clinical Epidemiology* **48**(11), 1289–1298.
- Gomella, C. (2005), *Eau - Dessalement de l'eau de mer et des eaux saumâtres*, Enciclopaedia Universalis France.
- Gore (n.d.), *GORE EXCLUDER® Bifurcated Endoprosthesis Instructions for Use*, W. L. Gore & Associates, Inc., Flagstaff, Arizona 86004, USA.
- Greenhalgh, R., Brown, L., Kwong, G., Powell, J. & Thompson, S. (2004), 'Comparison of endovascular aneurysm repair with open repair in patients with abdominal aortic aneurysm (evartrial 1), 30-day operative mortality results : randomised controlled trial.', *Lancet* **364**, 843–848.

- 
- Groenink, M., de Roos, A., Mulder, B. J. M., Spaan, J. A. E. & van der Wall, E. E. (1998), 'Changes in aortic distensibility and pulse wave velocity assessed with magnetic resonance imaging following beta-blocker therapy in the marfan syndrome', *American Journal of Cardiology* **82**, 203–208.
- Gu, H., Chua, A., Tan, B. & Hung, K. C. (2006), 'Nonlinear finite element simulation to elucidate the efficacy of slit arteriotomy for end-to-side arterial anastomosis in microsurgery', *Journal of Biomechanics* **39**(3), 435–443.
- Guadagni, E. S. D. M. G., Fumero, A., Ballerini, G., Spirito, R., Biglioli, P. & Redaelli, A. (2001), 'Fluid-structure interaction within realistic three-dimensional models of the aneurysmatic aorta as a guidance to assess the risk of rupture of the aneurysm', *Medical Engineering & Physics* **23**, 647–655.
- Hallin, A., Bergqvist, D. & Holmberg, L. (2001), 'Literature review of surgical management of abdominal aortic aneurysm.', *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* **22**(3), 197–204.
- Hart-Smith, L. J. (1966), 'Elasticity parameters for finite deformations of rubber-like materials', *Zeitschrift für Angewandte Mathematik und Physik* **17**, 608–626.
- Hibbit, Karsen & Sorensen, I. (2005), *Abaqus, Theory Manual, Version 6.5*, Hibbit, Karsen & Sorensen, Inc.
- Hild, F., Raka, B., Baudequin, M., Roux, S. & Cantelaube, F. (2002), 'Multiscale displacement field measurements of compressed mineral-wool samples by digital image correlation', *Applied Optics* **41**, 6815–6828.
- Holzapfel, G. A. & Weizsäcker, H. W. (1998), 'Biomechanical behavior of the arterial wall and its numerical characterization', *Computers in biology and medicine* **28**, 377–92.
- Holzapfel, G. A., Gasser, T. C. & Stadler, M. (2002a), 'A structural model for the viscoelastic behavior of arterial walls : continuum formulation and finite element simulation.', *Eur. J. Mech. A Solids* **21**, 441–463.
- Holzapfel, G. A., Stadler, M. & Schulze-Bauer, C. A. J. (2002b), 'A layer-specific three-dimensional model for the simulation of balloon angioplasty using magnetic resonance imaging and mechanical testing', *Ann. Biomed Eng.* **30**, 753–67.
- Holzapfel, G., Gasser, T. & Ogden, R. (2000a), 'A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models.', *Journal of Elasticity* **61**, 1–48.
- Holzapfel, G., Schulze-Bauer, C. & Stadler, M. (2000b), *Mechanics of angioplasty : Wall, balloon and stent*, Technical report, COMPUTATIONAL BIOMECHANICS Schiesstattgasse 14B A - 8010 Graz, Austria.
- Iannuzzi, A., Licenziati, M. R., Acampora, C., Salvatore, V., Marco, D. D., Mayer, M. C., Michele, M. D. & Russo, V. (2004), 'Preclinical changes in the mechanical properties of abdominal aorta in obese children', *Metabolis* **53**(9), 1243–1246.
- Imura, T., Yamamoto, K., Satoh, T., Kanamori, K., Mikami, T. & Yasuda, H. (1990), 'In vivo viscoelastic behavior in the human aorta', *Circulation Research* **66**, 1413–1419.

- James, H. M. & Guth, E. (1943), 'Theory of the elastic properties of rubber', *The Journal of Chemical Physics* **11**(10), 455–481.
- Kaushal, A. M. & Garg, S. (2003), 'An update on osmotic drug delivery patents', *Pharmaceutical Technology* pp. 38–44.
- Kedem, O. & Katchalsky, A. (1958), 'Thermodynamic analysis of the permeability of biological membranes to non-electrolytes.', *Biochim Biophys Acta* **27**, 229–246.
- Kedem, O. & Katchalsky, A. (1961), 'A physical interpretation of the phenomenological coefficients of membrane permeability', *Journal of General Physiology* **45**, 143–179.
- Kennedy, J. E., ter Haar, G. R. & Cranston, D. (2003), 'High intensity focused ultrasound : surgery of the future?', *Br J Radiol* **76**(909), 590–599.
- Lacey, R. E. & Loeb, S. (1972), *Industrial Processing With Membranes*, Wiley Interscience.
- Lally, C., Dolan, F. & Prendergast, P. J. (2005), 'Cardiovascular stent design and vessel stresses : a finite element analysis', *Journal of Biomechanics* **38**(8), 1574–1581.
- Lally, C., Reid, A. J. & Prendergast, P. J. (2004), 'Elastic behavior of porcine coronary artery tissue under uniaxial and equibiaxial tension', *Annals of Biomedical Engineering* **32**, 1355–64.
- Lemaitre, J. & Chaboche, J. L. (1985), *Mécanique des matériaux solides*, Dunod.
- Li, A. E., Kamel, I., Rando, F., Anderson, M., Kumbasar, B., Lima, J. A. & Bluemke, D. A. (2004), 'Using mri to assess aortic wall thickness in the multiethnic study of atherosclerosis : distribution by race, sex, and age.', *American Journal of Roentgenology* **182**(3), 593–597.
- Li, Z. & Kleinstreuer, C. (2005), 'Blood flow and structure interactions in a stented abdominal aortic aneurysm model', *Medical Engineering & Physics* **27**, 369–382.
- Li, Z. & Kleinstreuer, C. (2006a), 'Analysis of biomechanical factors affecting stent-graft migration in an abdominal aortic aneurysm model', *Journal of Biomechanics* **39**(12), 2264–2273.
- Li, Z. & Kleinstreuer, C. (2006b), 'Computational analysis of type ii endoleaks in a stented abdominal aortic aneurysm model', *Journal of Biomechanics* **39**(14), 2573–2582.
- Louche, H. & Chrysochoos, A. (2001), 'Thermal and dissipative effects accompanying luders band propagation.', *Materials Science and Engineering : A* **307**(1), 15–22.
- Lu, X., Yang, J., Zhao, J. B., Gregersen, H. & Kassab, G. S. (2003), 'Shear modulus of porcine coronary artery : contributions of media and adventitia', *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology* **285**, 1966–1975.
- Marckmann, G. (2004), Contribution a l'étude des élastomères et des membranes soufflées, PhD thesis, École Centrale de Nantes.
- Maurel, A. (1988), *Osmose inverse et ultrafiltration, Technologie et applications*, Techniques de l'ingénieur.
- Maurel, A. (1993), *Techniques séparatives à membranes Considérations théoriques*, Techniques de l'ingénieur.

- 
- May, J., White, G. H., Waugh, R., Ly, C. N., Stephen, M. S., Jones, M. A. & Harris, J. P. (2001), 'Improved survival after endoluminal repair with second-generation prostheses compared with open repair in the treatment of abdominal aortic aneurysms : a 5-year concurrent comparison using life table method', *Journal of Vascular Surgery* **33**(2 bis), 21–26.
- McAuley, L., Fisher, A., Hill, A. & Joyce, J. (2002), Les implants endovasculaires comparative-ment à la chirurgie sanglante dans la réparation de l'anévrisme de l'aorte abdominale : pratique au Canada et examen systématique, Technical Report 33, Office canadien de coordination de l'évaluation des technologies de la santé, Ottawa.
- McVeigh, G. E., Hamilton, P. K. & Morgan, D. R. (2002), 'Evaluation of mechanical arterial properties : clinical, experimental and therapeutic aspects', *Clinical Science* **102**, 51–67.
- Mohan, D. & Melvin, J. W. (1982), 'Failure properties of passive human aortic tissue. i-uniaxial tension tests', *Journal of Biomechanics* **15**(11), 887–893.
- Mure, V. (2003), 'Conception et réalisation d'un moteur osmotique', Rapport de stage IUP3 de l'Université Joseph Fourier.
- Nagakura, T., Ishihara, K., Furukawa, T., Masuda, K. & Tsuda, T. (1996), 'Auto-regulated osmotic pump for insulin therapy by sensing glucose concentration without energy supply', *Sensors and Actuators B*.
- Nichols, W. W. & O'Rourke, M. F. (1998), *McDonald's blood flow in arteries. Theoretical, experimental and clinical principles (4th edition)*, Arnold, London, chapter 4, pp. 73–97.
- Ogden, R. W. (1972), 'Large deformation isotropic elasticity - on the correlation of theory and experiment for incompressible rubberlike solids', *Proceedings of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences* **326**, 565–584.
- Okamoto, R. J., Wagenseil, E. J., DeLong, R. W., Peterson, S. J., Kouchoukos, N. T. & Sundt, T. M. (2002), 'Mechanical properties of dilated human ascending aorta', *Annals of Biomedical Engineering* **30**(5), 624–635.
- Orteu, J. (2000), Vision artificielle pour le contrôle de procédés et la métrologie dimensionnelle, Habilitation à diriger des recherches, Ecole des mines d'Albi-Carneau.
- Otero, T. F., Cascales, J. J. L. & Arenas, G. V. (2007), 'Mechanical characterization of free-standing polypyrrole film', *Materials Science and Engineering : C* **27**(1), 18–22.
- Parodi, J., Palmaz, J. C. & Barone, H. D. (1991), 'Transfemoral intraluminal graft implantation for abdominal aortic aneurysms.', *Annals of Vascular Surgery* **5**, 491–499.
- Pastor, J. & Pauli, A.-M. (1995), *Dialyse*, Techniques de l'ingénieur.
- Pfeffer, W. F. P. (1887), 'Osmiotische untersuchungen.', *WV. Engelmann, Leipzig*.
- Pujol, S. (2003), Chirurgie endovasculaire assistée par ordinateur, Thèse de doctorat, Université Joseph Fourier.
- Rachev, A. & Hayashi, K. (1999), 'Theoretical study of the effects of vascular smooth muscle contraction on strain and stress distributions in arteries.', *Annals of Biomedical Engineering* **27**, 459–468.

- Raghavan, M. & Vorp, D. A. (2000), 'Toward a biomechanical tool to evaluate rupture potential of abdominal aortic aneurysm : identification of a finite strain constitutive model and evaluation of its applicability', *Journal of Biomechanics* **33**, 475–482.
- Raghavan, M. L., Vorp, D. A., Federle, M. P., Makaroun, M. S. & Webster, M. W. (2000), 'Wall stress distribution on three-dimensionally reconstructed models of human abdominal aortic aneurysm', *Journal of Vascular Surgery* **31**(4), 760–769.
- Rawer, R., Li, Q., Stork, W. & Müller-Glaser, K. D. (2004), 'Implantable osmotic-pressure based glucose sensor with non- invasive optical readout', *BioMEMS and Nanotechnology, Proc. of SPIE* **5275**, 247–256.
- Robert, A. & Dore, A. (1974), 'Method of dynamic photoelasticimetry.', *Revue Francaise de Mecanique* pp. 87–94.
- Robert, L. (2005), *Collagène*, Enciclopedia Universalis France.
- Robert, L. & Hornebeck, W. (2005), *Elastine*, Enciclopedia Universalis France.
- Rose, S. & Nelson, J. (1955), 'A continuous long-term injector', *The Australian Journal of experimental biology and medical science* **33**(4), 415–424.
- Rumeau, M. (2005), *Membranes (Transferts)*, Enciclopedia Universalis France.
- Sacks, M. S. (2000), 'Biaxial mechanical evaluation of planar biological materials', *Journal of Elasticity* **61**, 199–246.
- Sacks, M. S., Vorp, D. A., Raghavan, M. L., Federle, M. P. & Webster, M. W. (1999), 'In vivo three-dimensional surface geometry of abdominal aortic aneurysms', *Annals of Biomedical Engineering* **27**, 469–479.
- Safar, M. E., Levy, B. I. & Struijker-Boudier, H. (2004), 'Current perspectives on arterial stiffness and pulse pressure in hypertension and cardiovascular diseases.', *Circulation* **107**(22), 2864–2869.
- Salvo, L., Belestin, P., Maire, E., Jacquesson, M., Vecchionacci, C., Boller, E., Bornert, M. & Doumalin, P. (2004), 'Structure and mechanical properties of afs sandwiches studied by in-situ compression tests in x-ray microtomography.', *Advanced Engineering Materials* **6**(6), 411–415.
- Sanfelippo, P. M. (2003), 'Abdominal aortic aneurysm-2003 : What we know, what we don't know-a review', *International Journal of Angiology* **12**, 145–152.
- Santus, G. & Baker, R. W. (1995), 'Osmotic drug delivery : a review of the patent literature', *journal of controlled release* **35**, 1–21.
- Schlosser, P., Louche, H., Favier, D. & Orgéas, L. (2007), 'Thermomechanical observations of phase transformations during tensile tests of niti tubes', *Strain*. submitted.
- Schulze-Bauer, C. A. J., Mörth, C. & Holzapfel, G. A. (2003), 'Passive biaxial response of aged iliac arteries.', *Journal of Biomechanical Engineering* **125**, 395–406.
- Schurink, G., Aarts, N. J. & van Bockel, J. H. (1999), 'Endoleak after stent-graft treatment of abdominal aortic aneurysm : a meta-analysis of clinical studies.', *Br J Surg* **86**(5), 581–587.

- 
- Sidoroff, F. (1982), ‘Les grandes déformations’, cours de l’école d’été Sophia-Antipolis, Rapport GRECO.
- Simon, B. R., Kaufmann, M. V., McAfee, M. A., Baldwin, A. L. & Wilson, L. M. (1998), ‘Identification and determination of material properties for porohyperelastic analysis of large arteries.’, *ASME Journal of Biomechanical Engineering* **120**, 188–194.
- Spencer, A. (1971), *Theory of Invariants*, Vol. 1, Academic Press, New York, chapter in Continuum Physics.
- Stefanadis, C., Stratos, C., Vlachopoulos, C., Marakas, S., Boudoulas, H., Kallikazaros, I., Tsiamis, E., Toutouzas, K., Sioros, L. & Toutouzas, P. (1995), ‘Pressure-diameter relation of the human aorta. a new method of determination by the application of a special ultrasonic dimension catheter.’, *Circulation* **92**(8), 2210–2219.
- Takamizawa, K. & Hayashi, K. (1987), ‘Strain energy density function and uniform strain hypothesis for arterial mechanics.’, *Journal of Biomechanics* **20**, 7–17.
- Tanaka, T. T. & Fung, Y. C. (1974), ‘Elastic and inelastic properties of the canine aorta and their variation along the aortic tree’, *Journal of Biomechanics* **7**(4), 357–70.
- Thaveau, F. (2003), Évaluation expérimentale des endofuites de type 2 après mise en place d’une endoprothèse aortique, PhD thesis, Université de Laval.
- Theeuwes, F. & Yum, S. I. (1976), ‘Principe of the design and opération of generic osmotic pumps for the delivery of semisolid or liquid drug fluctuation’, *Annals of Biomechanical Engineering* **4**, 343–353.
- Theocaris, P. & Pericles, S. (1969), *Moiré fringes in strain analysis*, Oxford, New York, Pergamon Press.
- Thijssen, H. C. (1970), ‘Concentration processes for liquid foods containing volatile flavors and aroma’, *Journal of Food Technology* **5**, 211–229.
- Thubrikar, M. J., Labrosse, M., Robicsek, F., Al-Soudi, J. & Fowler, B. (2001), ‘Mechanical properties of abdominal aortic aneurysm wall’, *Journal of Medical Engineering and Technology* **25**(4), 133–42.
- Treloar, L. R. G. (1943), ‘The elasticity of a network of long-chain molecules (i and ii)’, *Transactions of the Faraday Society* **39**, 36–41.
- Treloar, L. R. G. (1946), ‘The elasticity of a network of long-chain molecules.-iii’, *Transactions of the Faraday Society* **42**, 83–94.
- Treloar, L. R. G. & Riding, G. (1979), ‘A non-gaussian theory for rubber in biaxial strain. i. mechanical properties’, *Proceedings of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences* **369**(1737), 261–280.
- Vacher, P. (2003), Apport des techniques de corrélation d’images en mécanique : Analyse de déformations et numérisations 3D, Habilitation à diriger des recherches, Université de Savoie.
- Valenta, J. (1993), *Clinical Aspects of Biomedicine, Biomechanics*, Vol. 2, Elsevier.

- Vallabhaneni, S. R. & Harris, P. L. (2001), 'Lessons learnt from the eurostar registry on endovascular repair of abdominal aortic aneurysm repair.', *European Journal of Radiology* **39**, 34–41.
- Vande-Geest, J. P., Sacks, M. S. & Vorp, D. A. (2004), 'Age dependency of the biaxial biomechanical behavior of human abdominal aorta', *Journal of Biomechanical Engineering* **126**, 815–822.
- Vande-Geest, J. P., Sacks, M. S. & Vorp, D. A. (2006), 'The effects of aneurysm on the biaxial mechanical behavior of human abdominal aorta', *Journal of Biomechanics* **39**(7), 1324–1334.
- Vande-Geest, J. P., Vorp, D. A. & Sacks, M. S. (2003), Biaxial biomechanical behavior of abdominal aortic aneurysm, in 'Summer Bioengineering Conference, June 25-29, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida'.
- Van't-Hoff, J. H. (1885), 'L'équilibre chimique dans les systèmes gazeux ou dissous a l'état dilué', *Archives néerlandaises des sciences exactes et naturelles*.
- Verma, R., Mishra, B. & Garg, S. (2000), 'Osmotically controlled oral drug delivery', *Drug Dev Ind Pharm.* **26**, 695–708.
- Vito, R. P. & Dixon, S. A. (2003), 'Blood vessel constitutive models -1995-2002', *Annu. Rev. Biomed. Eng.* **5**, 413–39.
- Vorp, D. A., Raghavan, M. L. & Webster, M. W. (1998), 'Mechanical wall stress in abdominal aortic aneurysm : Influence of diameter and asymmetry', *J. Vasc. Surg.* **27**, 632–39.
- Vorp, D. A., Schiro, B. J., Ehrlich, M. P., Juvonen, T. S., Ergin, M. A. & Griffith, B. P. (2003), 'Effect of aneurysm on the tensile strength and biomechanical behavior of the ascending thoracic aorta', *The Annals of Thoracic Surgery* **75**(4), 1210–1214.
- Wang, D. H. J., Makaroun, M. S., Webster, M. W. & Vorp, D. A. (2002), 'Effect of intraluminal thrombus on wall stress in patient-specific models of abdominal aortic aneurysm', *Journal of Vascular Surgery* **36**(3), 598–604.
- Weiss, J. A., Makerc, B. N. & Govindjeed, S. (1996), 'Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity', *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.* **135**, 107–28.
- White, G. H., May, J., Waugh, R. C. & Yu, W. (1998a), 'Type i and type ii endoleaks : a more useful classification for reporting results of endoluminal aaa repair.', *Journal of Endovascular Surgery* **5**, 189–193.
- White, G. H., May, J., Waugh, R. C., Chaufour, X. & Yu, W. (1998b), 'Type iii and type iv endoleak : toward a complete definition of blood flow in the sac after endoluminar aaa repair.', *Journal of Endovascular Surgery* **5**, 305–309.
- Wilmink, A. B. M. & Quick, C. R. G. (1998), 'Epidemiology and potential for prevention of abdominal aortic aneurysm', *British Journal of Surgery* **85**, 155–162.
- Wolinsky, H. & Glagov, S. (1964), 'Structural basis for the static mechanical properties of the aortic media', *Circulation Research* **14**, 400–413.

---

Wu, P. D. & Giessen, E. V. D. (1993), 'On improved network models for rubber elasticity and their applications to orientation hardening in glassy polymers', *Journal of Mechanics and Physics of Solids* **41**(3), 427–456.

Wuyts, F., Vanhuyse, V. J., Langewouters, G. J., Decraemer, W. F., Raman, E. R. & Buyle, S. (1995), 'Elastic properties of human aortas in relation to age and atherosclerosis : A structural model', *Phys. Med. Biol.* **40**, 1577–97.



## Résumé

### Contribution à l'étude de micromuscles artificiels activables par pression osmotique et implantables en milieu biologique

Ce travail est une contribution au développement de micromuscles artificiels reposant sur une voie innovante de production, au sein du corps humain, d'énergie mécanique à partir de l'énergie chimique par processus osmotique. La recherche a un caractère générique, les applications biomédicales potentielles étant nombreuses ; elle s'appuie sur un cas concret de conception d'une structure à membrane semi-perméable gonflable (joint osmotique) destiné à éliminer les endofuites se produisant fréquemment au niveau des endoprothèses pour anévrisme de l'aorte abdominale.

Après l'exposé du phénomène d'osmose et de l'application envisagée, l'étude se décompose en deux parties.

- La première partie porte sur la caractérisation osmo-mécanique du système osmotique eau/membrane d'acétate de cellulose/saccharose. Des dispositifs expérimentaux originaux ont été mis en place. Dans le domaine d'utilisation envisagé, la membrane présente un comportement mécanique principalement élasto-plastique et sa perméabilité dépend fortement de son état de déformation.
- Dans la seconde partie, un modèle numérique de la zone de contact entre le collet de l'anévrisme et l'endoprothèse munie d'un joint gonflable est mis en place. La modélisation du joint membranaire s'appuie sur les résultats de la première partie. Les comportements mécaniques de l'endoprothèse et de l'aorte sont modélisés sur la base de résultats de la littérature respectivement par une simple loi isotrope élastique linéaire et un potentiel hyperélastique isotrope en série de Rivlin. Une étude paramétrique permet alors de souligner la faisabilité de cette endoprothèse et l'influence de quelques paramètres de conception sur ses performances.

## Abstract

### A contribution to the study of osmotic inflatable artificial micromuscles for in-vivo applications

This work is a contribution to the development of artificial micromuscles lays on an innovating *in-vivo* way of energy conversion. The idea is to use the osmotic process to convert a chemical energy into a mechanical one. This study is generic as the potential biomedical applications might be numerous ; it is based on the design of an inflatable semipermeable membrane structure (joined osmotic) intended to avoid endoleaks occurring from abdominal aorta aneurysm endoprosthesis. After presenting the osmotic phenomenon and the considered applications, the study breaks up into two parts.

- The first part carries on the osmo-mechanical characterization of the osmotic system water/cellulose-acetate membrane/saccharose. This was made possible thanks to the development of original experimental devices. Regarding the targeted range of use, the membrane's mechanical behavior is mainly elastoplastic and its permeability strongly depends on its strain state.
- In the second part, we develop a numerical model of the contact area between the aneurysm neck and the endoprosthesis equipped with an inflatable joint. The modeling of the membrane joint is based on the results of the first part. The mechanical behaviors of the endoprosthesis and the aorta are modelled on the basis of literature's result, respectively by a simple linear elastic isotropic law and an isotropic hyperelastic potential of Rivlin series. A parametric study then underlines the feasibility of this endoprosthesis and the influences of few design parameters on its performances.

