

Comportement mécanique et osmotique d'une membrane semi-perméable d'acétate de cellulose utilisée dans une nouvelle endoprothèse vasculaire

Vincent Gaudin¹, Laurent Orgéas¹, Denis Favier¹ & Philippe Cinquin²

¹ Laboratoire Sols-Solides-Structures (3S)

CNRS - INPG - UJF, BP 53, 38041 Grenoble cedex 9

² Laboratoire Techniques de l'Imagerie, de la Modélisation et de la Cognition (TIMC)

CNRS - INPG - UJF, Faculté de Médecine 38706 La Tronche cedex

email : denis.favier@hmg.inpg.fr

Résumé :

Malgré des propriétés intéressantes de conversion d'énergie chimique en énergie mécanique, le processus osmotique, omniprésent dans la nature, est très peu utilisé pour des applications industrielles ou biomédicales. Dans ce travail, il est envisagé de concevoir des joints gonflables par osmose capables d'éliminer les endofuites se produisant chez certains patients possédant une endoprothèse pour anévrisme de l'aorte abdominale. Le travail présenté ici porte plus particulièrement sur la caractérisation osmo-mécanique du système osmotique eau / membrane d'acétate de cellulose / saccharose. Pour cela, un dispositif original de gonflement osmotique de membrane a été conçu et utilisé. Dans les gammes de concentration en saccharose envisagées, il apparaît que la perméabilité de la membrane dépend fortement de son état de déformation, et que cette membrane présente un comportement mécanique essentiellement élasto-plastique, qui a été identifié.

Abstract :

In spite of interesting properties of chemical into mechanical energy conversion, the osmotic process, widespread in nature, is rarely used for industrial and biomedical applications. In this work, it is planned to design osmosis inflatable joints, able to eliminate endoleaks occurring for patients equipped with aortic aneurysm endografts. This work is more particularly concerned with osmo-mechanical characterization of the osmotic system water/cellulose acetate membrane/saccharose. To reach such a goal, an original device made of a membrane which is swelling has been designed and used. In the range of considered saccharose concentration, it appears that the membrane's permeability strongly depends on the strain state inside the membrane, and that this membrane globally exhibits an elastoplastic mechanical behavior, which is identified.

Mots-clefs :

anévrismes ; osmose ; comportement mécanique membrane

1 Introduction

Les anévrismes de l'aorte abdominale se caractérisent par une perte de parallélisme des bords de cette artère, ce qui crée une zone de fragilité, propice à une rupture hémorragique aux conséquences désastreuses. Une des techniques chirurgicales existantes consiste à positionner par voie endovasculaire une endoprothèse au niveau de l'anévrisme, de façon à détourner le flux sanguin de l'anévrisme. Ces endoprothèses présentent néanmoins le risque qu'à l'usage le débit sanguin parvienne à recirculer dans l'anévrisme (endofuites) (Schurink et al. (1999)), nécessitant une opération chirurgicale classique. Une solution proposée pour contre-carrer ces endofuites (Cinquin et al. (2003)) consiste à équiper les extrémités de l'endoprothèse de « joints gonflables » (cf. figure 1). La paroi de ces joints est constituée d'une membrane semi-perméable. En contact avec le sang, ces joints peuvent se gonfler par osmose « à la demande ».

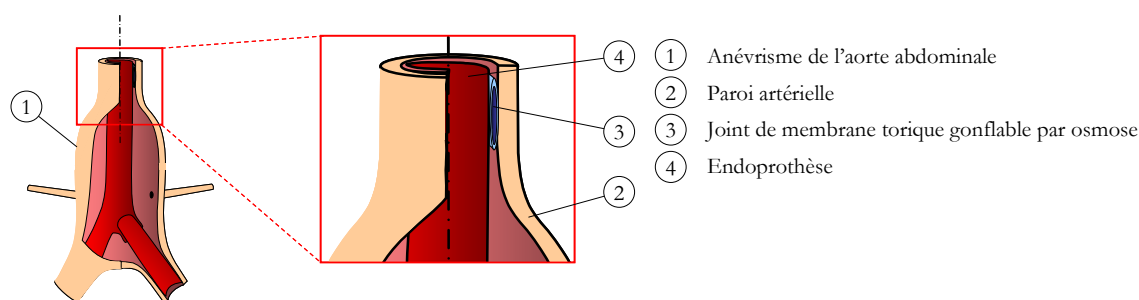


FIG. 1 – Schéma de principe de l'endoprothèse envisagée.

L'osmose est un phénomène de diffusion sélective qui engendre un transfert de solvant d'une solution peu concentrée en soluté vers une solution plus concentrée à travers une membrane imperméable au soluté considéré. La perméabilité d'une membrane est caractérisée par son seuil de coupure. Exprimé en Dalton, il représente le plus haut poids moléculaire (en g.mol^{-1}) des espèces capables de franchir la membrane.

Cet article est consacré à la caractérisation expérimentale, d'une part des performances d'un système osmotique « modèle » choisi en rapport avec cette application de joint endoprothétique gonflable, et d'autre part des propriétés mécaniques de la membrane semi-perméable. Ce travail est une partie de l'étude totale du comportement mécanique de ce nouveau type d'endoprothèse en contact avec la paroi de l'aorte (Gaudin (2007)).

2 Campagne expérimentale

Pour cette étude expérimentale, un dispositif de gonflement osmotique d'un tronçon tubulaire de membrane immergé en solution aqueuse a été mis en place. Ce dispositif permet à la fois l'étude de l'osmose et l'étude du comportement mécanique de la membrane. La particularité du système est que la sollicitation mécanique de la membrane est engendrée par le flux osmotique.

2.1 Choix du « système osmotique »

Pour le « système osmotique modèle » étudié, le solvant choisi est l'eau car, outre sa facilité d'utilisation, il présente l'avantage d'être le composé majoritaire du sang. Le choix du soluté s'est porté sur le saccharose, très bon marché et présent également dans l'organisme. Son poids moléculaire, de 342 g.mol^{-1} , a alors imposé l'utilisation d'une membrane perméable à l'eau mais imperméable au saccharose. Notre choix s'est porté sur une membrane en ester de cellulose, coupant à 100 Daltons (ou 100 g.mol^{-1}), de marque Spectra/Por[®]. Cette membrane est disponible sous forme de tubes de 15 mm de diamètre, d'épaisseur approximative $70 \mu\text{m}$. Six différences de concentration en soluté de part et d'autre de la membrane, notées ΔC_0 ont été testées : 0,01 ; 0,02 ; 0,05 ; 0,1 ; 0,15 et $0,2 \text{ mol.l}^{-1}$.

2.2 Dispositif expérimental / Résultats

La figure 2 présente une photographie (a) et un schéma de principe (b) de l'ensemble du dispositif expérimental de gonflement. Un tronçon cylindrique de membrane ① est obturé à ses extrémités grâce à deux bouchons ②. Sur ce tronçon, un marquage est réalisé à base de tâches de peintures noires réparties aléatoirement ③. Remplie d'une solution concentrée en saccharose (le soluté), la membrane tubulaire est plongée dans un bac transparent ④ contenant

de l'eau (le solvant). L'osmose engendre alors un flux de solvant vers l'intérieur de la membrane, provoquant une augmentation de la différence de pression Δp de part et d'autre de la membrane, mesurée à l'aide du capteur de pression ⑤ (AUTOTRAN 851, amplitude de mesure 0 / 0,276 MPa), et une déformation de la membrane, enregistrée grâce à une caméra CCD ⑥ (JAI, 1 million de pixels). Ces données sont acquises sur un PC ⑨. Les images acquises par la caméra sont analysées par la méthode de corrélation d'images à l'aide du logiciel 7D (Vacher (2003)) pour en extraire l'évolution des déformations logarithmiques selon l'axe de la membrane ε_{xx}^{ln} et dans la direction circonférentielle $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$ pendant la sollicitation.

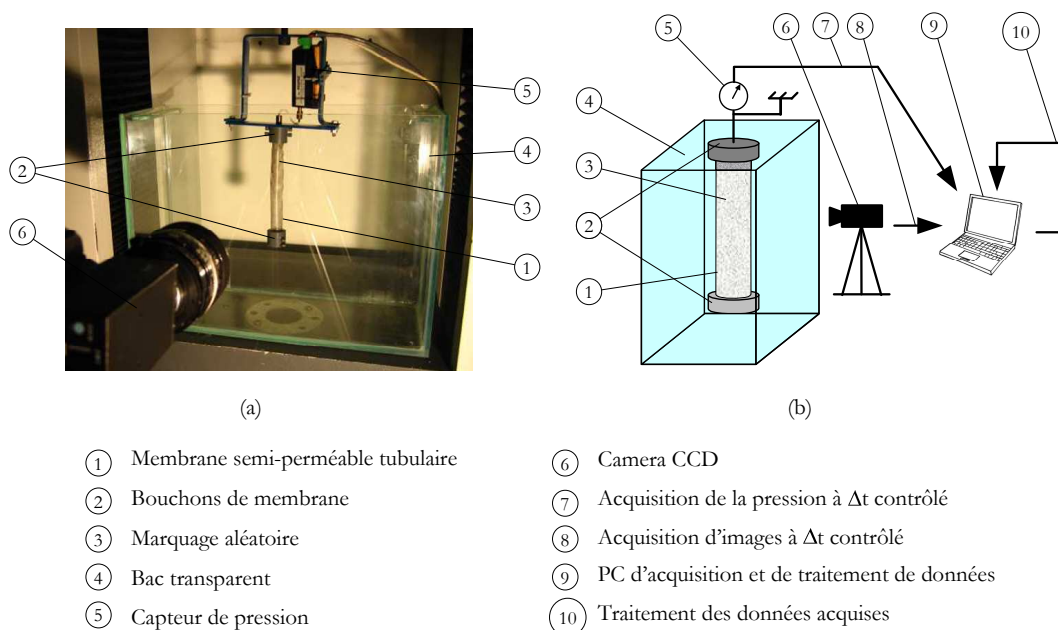


FIG. 2 – Dispositif expérimental de sollicitation par gonflement osmotique d'un tube de membrane semi-perméable. (a) photographie du montage. (b) schéma de principe du dispositif et de l'acquisition des données.

Les graphes (a) (b) et (c) de la figure 3 présentent respectivement les évolutions temporelles des déformations logarithmiques circonférentielle $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$ et axiale ε_{xx}^{ln} (la corrélation d'images montre que l'état de déformation est homogène dans une très grande partie du tube) ainsi que de la différence de pression Δp . Le graphe (d) présente la différence de pression Δp en fonction de la déformation logarithmique circonférentielle $\varepsilon_{\theta\theta}^{ln}$ pour l'ensemble des six ΔC_0 testés.

3 Exploitation des résultats

3.1 Caractérisation de l'osmose

On considérera, en première approximation, la membrane totalement imperméable au soluté. Dans ce cas, on peut écrire (Kedem & Katchalsky (1958)) :

$$J = L_p(\sigma\Delta CRT - \Delta p) \quad (1)$$

où J est le flux volumique de solvant par unité de surface (en $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) ; L_p est la perméabilité globale par unité de surface de la membrane au solvant (en $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{Pa}^{-1}$) ; σ est un coefficient compris entre 0 et 1 prenant en compte des interactions moléculaires contrariants l'osmose ; R , est la constante des gaz parfaits, et T , la température absolue (en Kelvin).

En supposant la membrane parfaitement cylindrique, la connaissance de sa géométrie initiale et des déformations axiales et circonférentielles permet de déterminer le débit J et la

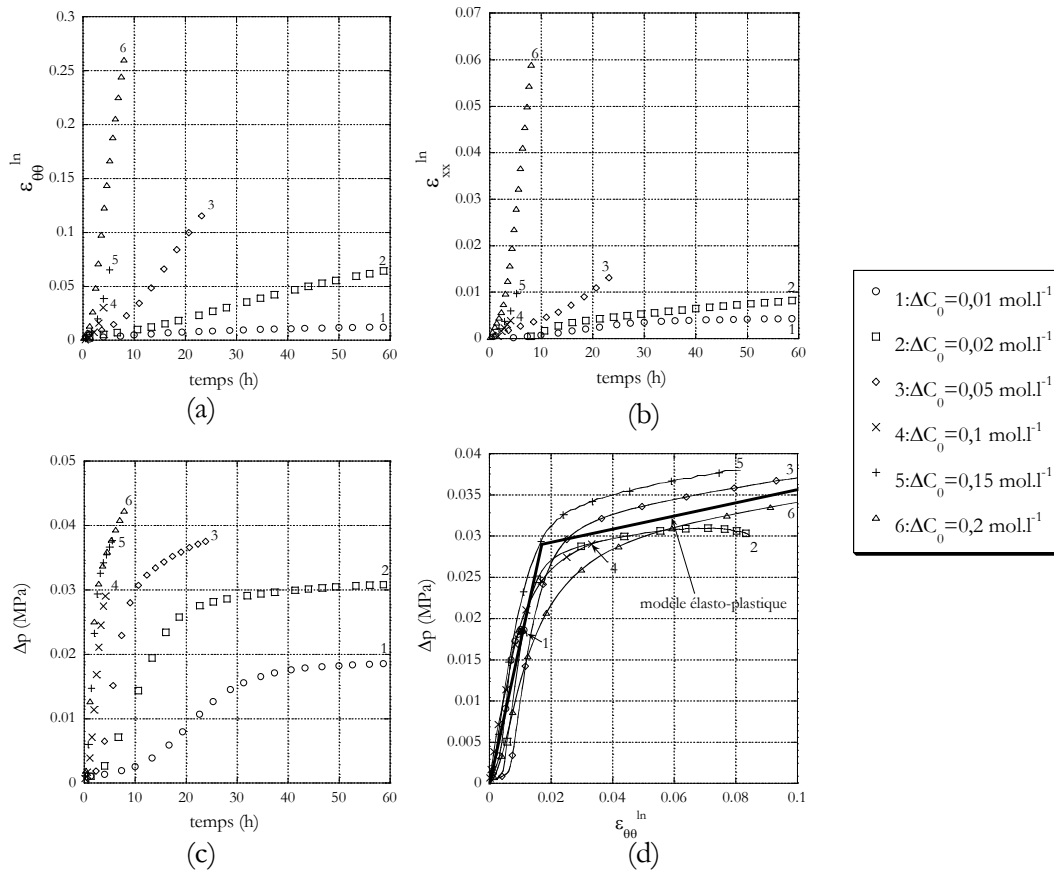


FIG. 3 – Essais de gonflement pour six différences de concentration initiales ($0,01 < \Delta C_0 < 0,2 \text{ mol.l}^{-1}$). Évolutions des déformations logarithmiques circonférentielle $\varepsilon_{\theta\theta}^{\ln}$ (a), axiale ε_{xx}^{\ln} (b) et de la pression Δp (c) en fonction du temps. (d) Évolution de Δp en fonction de $\varepsilon_{\theta\theta}^{\ln}$.

différence de concentration ΔC instantanés. Lorsque J est nul, ce qui se produit en fin d'essai pour $\Delta C_0 = 0,01$ et $0,02 \text{ mol.l}^{-1}$, la relation (1) permet alors de déterminer σ . Mesuré sur ces deux essais, c'est à dire pour des niveaux de déformation très différents (cf. figure 3 (a-b)), il apparaît que σ est constant quelle que soit la déformation de la membrane et égal à $\sigma = 0,74$.

La relation (1) permet alors de déterminer L_p à chaque instant et pour tous les essais réalisés. La figure 4 (a) montre que ce paramètre varie significativement en fonction de la déformation logarithmique surfacique ε_S^{\ln} , définie par $\varepsilon_S^{\ln} = \ln\left(\frac{S}{S_0}\right) = \varepsilon_{\theta\theta}^{\ln} + \varepsilon_{xx}^{\ln}$. Cette évolution peut être modélisée par l'expression mathématique suivante, superposée aux résultats d'essais sur la figure 4 (a) :

$$L_p = \exp\left(\ln(L_{p0}) + (\ln(L_{p1}) - \ln(L_{p0})) \times \tanh\left(\frac{\varepsilon_S^{\ln}}{\varepsilon_{car3}}\right)\right) \quad (2)$$

Les paramètres de ce modèle sont donnés dans le tableau ci-dessous :

ε_{car2}	α_2	$L_{p0} (\text{m}^3 \text{s}^{-1} \text{N}^{-1})$	$L_{p1} (\text{m}^3 \text{s}^{-1} \text{N}^{-1})$	ε_{car3}
0,0075	6	$4 \cdot 10^{-14}$	$4,5 \cdot 10^{-13}$	0,035

3.2 Comportement mécanique de la membrane

Les six essais réalisés ont également permis de solliciter la membrane tubulaire à des vitesses de déformations comprises entre $5 \cdot 10^{-8} \text{ s}^{-1}$ (essai 1) et 10^{-5} s^{-1} (essai 6). Dans ces gammes de

vitesse de déformation, les effets visqueux apparaissent négligeables (cf. graphe (d) de la figure 3). On propose alors, pour analyser le comportement mécanique de la membrane, de dépouiller les essais dans le cadre d'un schéma hypoélastique. En supposant le matériau isotrope, on peut écrire la relation suivante, reliant le taux de contrainte $\underline{\dot{\underline{\sigma}}}$ au taux de déformation $\underline{\dot{\underline{\varepsilon}}}$:

$$\underline{\dot{\underline{\varepsilon}}} = \frac{\nu_t(\underline{\varepsilon})}{E_t(\underline{\varepsilon})} \text{trace}(\underline{\dot{\underline{\sigma}}}) \underline{\underline{\delta}} + \frac{1 + \nu_t(\underline{\varepsilon})}{E_t(\underline{\varepsilon})} \underline{\dot{\underline{\sigma}}} \quad (3)$$

où ν_t et E_t désignent respectivement le coefficient de Poisson tangent et le module d'élasticité tangent en un état de déformation donné. Le tronçon de membrane étant considéré cylindrique, l'état de contrainte est directement relié à la pression de gonflage Δp :

$$\sigma_{\theta\theta} = \frac{\Delta p D}{2e} = 2\sigma_{xx} \quad (4)$$

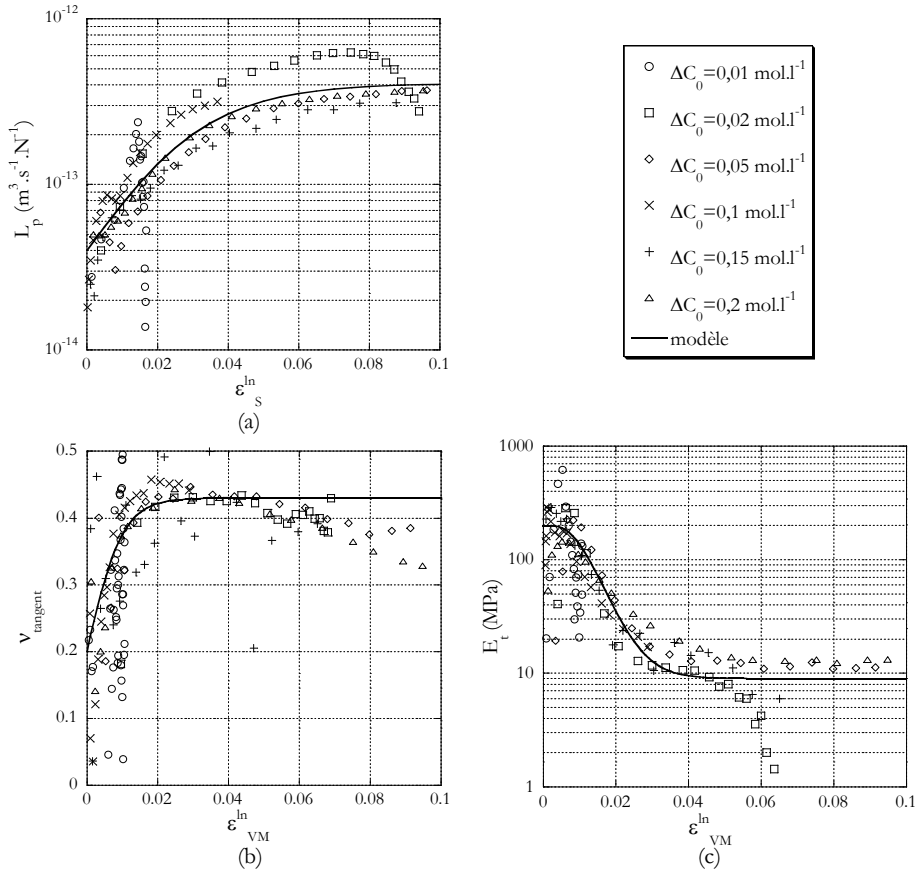


FIG. 4 – (a) Évolution de la perméabilité de la membrane au solvant L_p en fonction de la déformation logarithmique surfacique ε_S^{\ln} . (b) et (c) Évolution du coefficient de Poisson tangent ν_t et du module d'Young tangent E_t de la membrane en fonction de la déformation de Von-Mises ε_{VM}^{\ln} .

Les figures 4 (b) et (c) tracent respectivement les évolutions de ν_t et E_t en fonction de la déformation équivalente de Von-Mises ε_{VM}^{\ln} , définie par $\varepsilon_{VM}^{\ln} = \sqrt{\frac{2}{3}(\underline{\underline{\varepsilon}} : \underline{\underline{\varepsilon}})} = \sqrt{\frac{2}{3}(\varepsilon_{\theta\theta}^{\ln 2} + \varepsilon_{xx}^{\ln 2} + \varepsilon_{rr}^{\ln 2})}$. On peut décrire ces évolutions grâce aux expressions suivantes :

$$E_t = (E_0 - E_1) \left(1 - \tanh \left(\frac{\varepsilon_{VM}}{\varepsilon_{car1}} \right)^{\alpha_1} \right) + E_1 \quad (5)$$

$$\nu_t = (\nu_1 - \nu_0) \left(\tanh \left(\frac{\varepsilon_{VM}}{\varepsilon_{car2}} \right) \right)^{\alpha_2} + \nu_0 \quad (6)$$

avec :

E_0 (MPa)	E_1 (MPa)	ε_{car_1}	α_1	ν_0	ν_1	ε_{car_2}	α_2
200	9	0,01	4	0,2	0,43	0,0075	6

Pour l'étude du comportement de la membrane soumise à des chargement complexes, comme c'est le cas pour le joint torique envisagé, les résultats de l'analyse précédente dans le cadre d'un schéma hypoélastique nous conduisent à modéliser ce matériau par un comportement élasto-plastique avec écrouissage isotrope, défini par un module d'élasticité E_m , un coefficient de Poisson ν_m , une limite élastique σ_Y et un coefficient de résistance plastique K_Y . Leurs valeurs sont définies dans le tableau ci-dessous. Ce modèle est superposé aux résultats d'essais sur le graphe 3 (d).

E_m	ν_m	σ_Y	K_Y
200 MPa	0,2	2,7 MPa	16 MPa

4 Conclusion

Cette étude expérimentale a montré la capacité à pouvoir analyser, à partir du seul essai de gonflement osmotique de membrane semi-perméable, les comportements chimique du système osmotique et mécanique de cette membrane.

Il a ainsi été mis en évidence que la perméabilité de la membrane à l'eau est très affectée par la déformation de membrane. En outre, 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.

L'étude du comportement mécanique d'une endoprothèse équipée d'un joint osmotique en contact avec l'aorte (cf. figure 1) engendre néanmoins des sollicitations mécaniques complexes de la membrane (chargement/déchargement), qu'un modèle hypoélastique ne peut pas traduire. Un modèle élasto/plastique a donc été identifié dans ce but.

Afin d'affiner les modèles proposés, des investigations plus poussées sont toutefois envisageables concernant d'une part, l'éventuel passage de soluté au travers de la membrane, et d'autre part, le comportement mécanique de la membrane à la décharge et sous des sollicitations différentes.

Références

- Cinquin, P., Cinquin, O., Favier, D., Orgeas, L., Pecher, M. & Pujol, S. (2003), 'Micro-muscle in biological medium', brevet n. WO03007844.
- Gaudin, V. (2007), Etude mécanique de structures gonflables en milieu biologique, Thèse de doctorat, Université Joseph Fourier, Grenoble.
- Kedem, O. & Katchalsky, A. (1958), 'Thermodynamic analysis of the permeability of biological membranes to non-electrolytes.', *Biochim. Biophys. Acta* **27**, 229–246.
- 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.
- 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.