



HAL
open science

Déformation en flexion d'une aiguille médicale dans les tissus mous

Thierry Alonso, Grégory Chagnon, Denis Favier

► **To cite this version:**

Thierry Alonso, Grégory Chagnon, Denis Favier. Déformation en flexion d'une aiguille médicale dans les tissus mous. *Mecatmat*, Jan 2010, Aussois, France. hal-01978918

HAL Id: hal-01978918

<https://hal.science/hal-01978918>

Submitted on 11 Jan 2019

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.

DEFORMATION EN FLEXION D'UNE AIGUILLE MEDICALE DANS LES TISSUS MOUS

T. Alonso, G. Chagnon et D. Favier

Université de Grenoble/CNRS, Laboratoire 3SR, CNRS

BP 53, 38041 Grenoble Cedex 9.

Téléphone : 04 76 82 51 47, Télécopie : 04 76 82 70 43

Thierry.Alonso@ujf-grenoble.fr, gregory.chagnon@grenoble-inp.fr, denis.favier@grenoble-inp.fr

Mots clés : Mesure par Corrélation d'Images, Aiguilles médicales, Elastomère Silicone.

1 INTRODUCTION

Les progrès dans la pratique des gestes médicaux sont fortement liés aux dispositifs proposés aux praticiens. Ce travail s'inscrit dans un projet ambitieux de conception d'une aiguille médicale « intelligente ». De nombreux gestes médicaux nécessitent d'utiliser des aiguilles pour réaliser soit des ponctions, soit des injections de produits dans les zones à traiter. L'efficacité du geste médical dépend alors fortement de la précision à laquelle le médecin peut atteindre la « cible ». Des études (Okamura *et al.*, 2004 ; Webster *et al.*, 2004) ont montré que l'aiguille pouvait fléchir lors de son insertion, par exemple dans le cas d'un biseau disymétrique à son extrémité. Cette flexion est parfois volontaire et utilisée par le médecin pour contourner des zones à risques ou des obstacles. Notre travail de recherche s'inscrit dans une collaboration visant à proposer une aiguille « intelligente » devant disposer de deux fonctions principales. La première est de connaître la position de l'extrémité de l'aiguille et nécessite donc une instrumentation. La seconde est de contrôler sa trajectoire grâce à des déformations contrôlées en flexion de l'aiguille, ce qui nécessite donc l'implantation d'un dispositif d'actionnement.

Le travail présenté dans cet article est une première contribution pour déterminer le comportement d'une aiguille en flexion dans des tissus mous.

2 DISPOSITIF EXPÉRIMENTAL

Afin d'appréhender les phénomènes physiques en jeu lors de la flexion et valider un modèle de simulation associé, un premier dispositif « équivalent » a été conçu. Ce dispositif facilite la mise en œuvre et les mesures expérimentales. L'étude préliminaire présentée dans cet article s'est effectuée non pas sur une aiguille en flexion dans des tissus, mais sur un assemblage d'un tube en acier dans un manchon cylindrique en silicone transparent (Figure 1a).

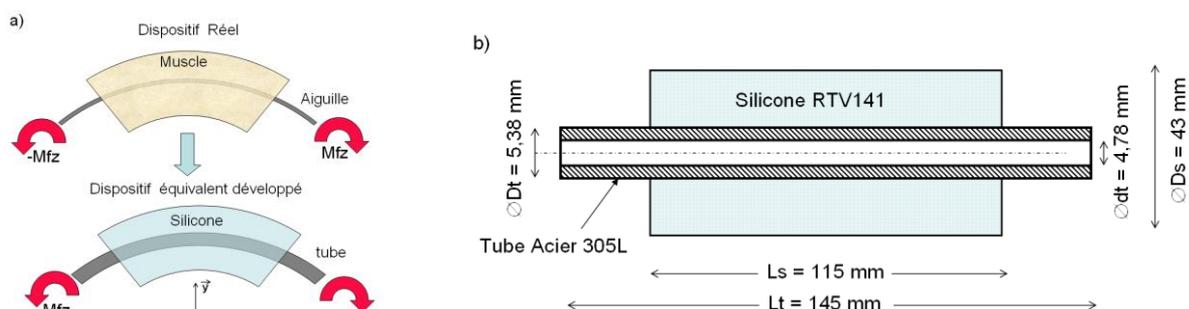


Figure 1 : Dispositif expérimental mis en place a) Principe du dispositif équivalent b) dimensions du dispositif

2.1 Description de l'échantillon

Dans le cadre de cette étude préliminaire, nous nous plaçons dans l'hypothèse simple d'élasticité linéaire de tous les matériaux en présence. Afin de garantir un comportement en flexion équivalent de notre dispositif expérimental, il faut que les rapports des rigidités en flexion « K » de notre dispositif et d'un système réel aiguille/tissus soient proches, c'est-à-dire que :

$$K_1 = \frac{E_{aiguille} \cdot I_{Gz_aiguille}}{E_{muscle} \cdot I_{Gz_muscle}} \approx K_2 = \frac{E_{tube} \cdot I_{Gz_tube}}{E_{silicone} \cdot I_{Gz_silicone}} \quad (1)$$

avec E_x le module d'Young du matériau x et I_{Gz_x} le moment quadratique en flexion autour du diamètre du cylindre en matériau x .

Une référence a été choisie, une aiguille en acier 316L de diamètre extérieur 1,85 mm, d'épaisseur 0,1mm piquée dans des tissus mous en l'occurrence du poumon de poulet dont le module d'Young est de l'ordre 22 kPa (Misra *et al.*, 2008). L'élastomère silicone choisi est un Rhodia RTV141, dont le module d'Young est de 1,52 MPa (Meunier *et al.*, 2008). Ceci conduit à définir les dimensions du dispositif comme représenté sur la figure 1b.

L'échantillon a été réalisé par le surmoulage de l'élastomère silicone autour du tube. Afin de pouvoir faire des mesures de champ par corrélation d'images, un premier mouchetis a été réalisé sur une demi-surface latérale du tube afin de pouvoir observer sa déformation lors de la flexion à travers le silicone transparent. Un second mouchetis a été réalisé mais uniquement sur la demi-périphérie opposée du silicone. Selon le coté où l'on placera la caméra CCD, on observera soit la déformation du tube (Figure 2a), soit la déformation du silicone (Figure 2b).

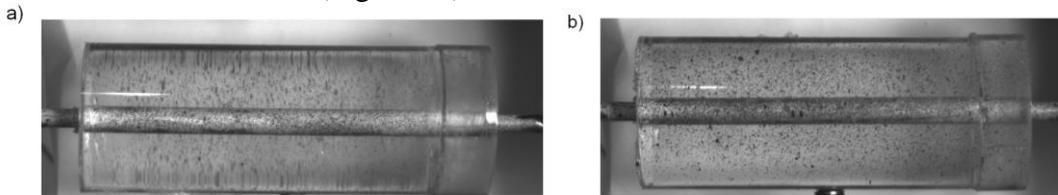


Figure 2 : Mouchetis sur le dispositif expérimental a) tube en avant plan et b) silicone en avant plan

2.2 Dispositif de flexion

Le dispositif utilisé pour imposer la sollicitation de flexion est décrit en Figure 3. Ce dispositif est composé d'un bâti monté sur la partie fixe de la presse, et d'une plaque supérieure fixée sur la traverse de la presse. Les paliers sont en liaison pivot avec les plaques et en liaison pivot glissant avec les deux tiges. Les extrémités du tube de l'échantillon sont en liaison encastrement sur chacune des deux tiges. Cette liaison encastrement est réalisée par un insert vissé dans la tige et monté avec un ajustement serré à l'intérieur du tube. Lors du déplacement vertical h de la traverse, les tiges s'inclinent d'un angle α et imposent une pente initiale aux deux extrémités du tube. Une étude géométrique avec une hypothèse de liaisons géométriquement parfaites permet de déterminer la relation angulaire suivante :

$$\tan(\alpha) = \frac{2h}{L_{ext} - L_{int}} \quad (2)$$

De l'effort F imposé à la traverse résulte un moment de flexion M_f appliqué aux extrémités de la tige. Une étude statique avec une hypothèse de liaisons parfaites permet de déterminer immédiatement la relation :

$$M_f = \frac{F(L_{ext} - L_{int})}{2} \quad (3)$$

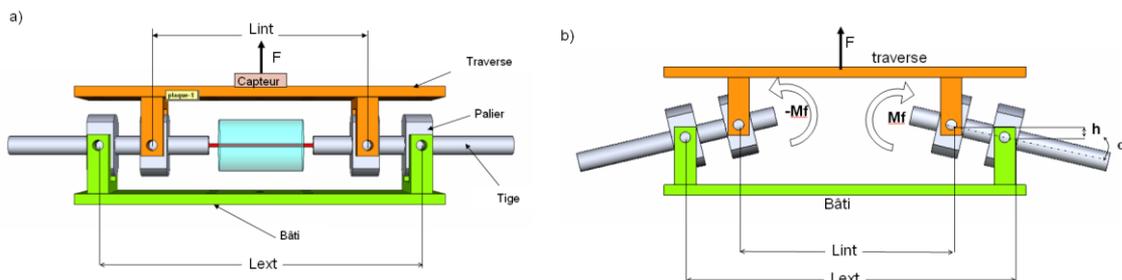


Figure 3 : Dispositif de flexion a) position initiale b) position après déplacement de la traverse

2.3 Chaîne de mesures

La Figure 4 décrit la chaîne de mesures, elle est constituée d'une caméra CCD, synchronisée avec le capteur d'effort et de déplacement de la traverse. Les images sont ensuite traitées par le logiciel de corrélation d'images 7D (Vacher *et al.*, 1999), ce qui permet d'accéder aux champs de déplacement et de déformation du tube et du cylindre en silicone.

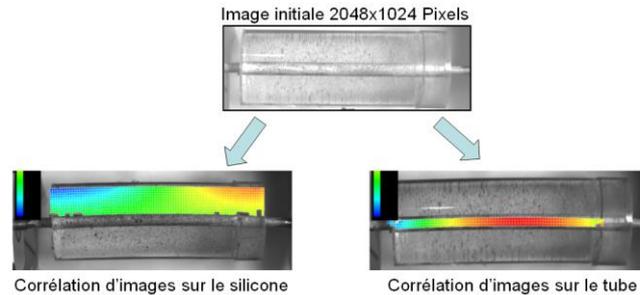


Figure 4: Chaîne de mesures

3 PREMIERS RESULTATS

3.1 Résultats Expérimentaux

La corrélation d'images sur le tube s'effectue à travers le silicone, sans que celui-ci intervienne sur la mesure pour peu que l'on soit dans une sollicitation de flexion plane et que la caméra soit placée perpendiculairement au plan de flexion. Les mesures ne sont pas possibles à l'interface tube silicone, car l'indice de réfraction change et ne permet pas une corrélation d'images satisfaisante. Les mesures d'efforts n'ont pas été suffisamment précises ; la relation entre l'effort sur la traverse et le moment de flexion sur le tube est en effet fortement perturbée par les frottements et les jeux dans le banc de flexion. Aussi, nous nous concentrerons sur les mesures expérimentales des déplacements. La Figure 5 montre la corrélation d'images effectuée sur le tube. Les déplacements verticaux dy_1 et dy_2 de deux points voisins distants de X_{12} permettent de déterminer la pente θ_{12} du tube au niveau de son accroche. Pour une pente $\theta_{12}=2,49^\circ$ une flèche $f=1,46\text{mm}$ a été mesurée. Le champ de déplacement complet du silicone a été mesuré, on peut noter ici le déplacement horizontal dx maximal de $0,37\text{mm}$ dans le coin supérieur droit du bloc silicone identifié sur la figure 6.

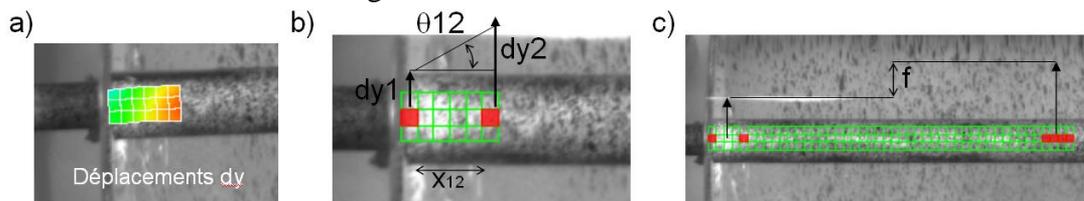


Figure 5 : Mesure de la déformation du tube

a) zone de corrélation traitée, b) mesure de l'angle de rotation initial c) mesure de la flèche du tube

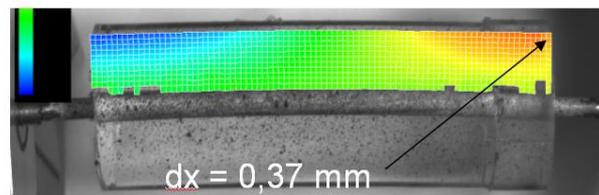


Figure 6 : Déplacement horizontal dx mesuré sur le bloc silicone pour un angle $\theta_{12}=2,49^\circ$

3.2 Résultats de la modélisation numérique

Le modèle illustré sur la figure 7a est composé de 3 pièces (insert, tube, bloc silicone). L'insert est en liaison encastrement avec le tube, lui-même en contact avec le bloc silicone. Lors du surmoulage du silicone, la contraction du matériau fait apparaître une précharge en compression radiale du tube. Cette précharge a été estimée en extrayant le tube d'acier du bloc silicone et en mesurant la déformation du

bloc silicone lors de ce retrait. Un premier calcul éléments finis (non présenté ici) a permis d'estimer les efforts nécessaires pour insérer ou retirer le tube, ce qui a permis d'évaluer d'une part la précharge radiale due à la rétraction du matériau, et d'autre part le coefficient de frottement entre le tube et le silicone.

En plus des conditions aux limites de symétrie, un préchargement radial de 0,43MPa est appliqué entre le tube et le silicone, ainsi que des conditions de contact. Une rotation d'un angle de $\theta_{12}=2,49^\circ$ est appliqué sur l'insert à l'extrémité du tube. Un maillage volumique avec des éléments tétraédriques à 6 nœuds a été utilisé pour l'insert et le silicone, et un maillage coque avec des éléments triangulaires à 6 nœuds pour le tube.

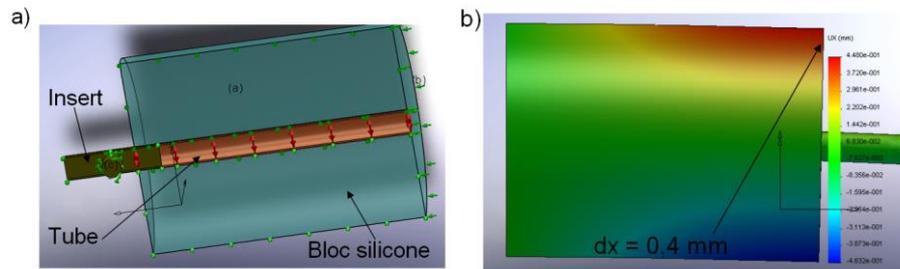


Figure 7 : a) Modèle et conditions aux limites b) Résultats : champ des déplacements horizontaux

Les résultats de la simulation, donne une flèche $f=1,43$ mm au niveau du tube et un déplacement horizontal $dx=0,40$ mm sur le silicone pour le point considéré lors de l'étude expérimentale. Une erreur relative de 2% sur la flèche et 8% sur le déplacement horizontal est observée par rapport aux résultats expérimentaux du paragraphe précédent, ce qui constitue une bonne première approche.

Cela permet entre autre de déterminer le moment de flexion nécessaire pour imposer la rotation θ_{12} , égal à $M_f = 2,2$ Nm dans le cas développé).

4 CONCLUSIONS

Le modèle de simulation traduit bien les résultats expérimentaux, il peut donc être utilisé pour traduire le comportement en flexion du tube dans le bloc silicone et notamment le moment de flexion nécessaire pour déformer le tube. Ces résultats sont par contre limités aux petites déformations élastiques linéaires pour rester dans le domaine élastique de l'acier constitutif du tube. Un passage à des aiguilles en alliages superélastiques à mémoire de forme Nickel-Titane permettra d'atteindre des déformations plus importantes de l'aiguille et d'obtenir des trajectoires plus complexes pour se rapprocher de la problématique initiale.

REFERENCES

- Meunier L., Chagnon G, Favier D., Orgeas L., Vacher P., "Mechanical experimental characterisation and numerical modelling of an unfilled silicone rubber" Polymer Testing 27 (2008) 765–777
- Misra S., Reed KB., Douglas AS., Ramesh KT, and Okamura AM. "Needle-Tissue Interaction Forces for Bevel-Tip Steerable Needles", Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, (2008), Scottsdale, AZ, USA,
- Okamura AM., Simone C., and O'Leary M. "Force Modeling for Needle Insertion Into Soft Tissue", IEEE Trans Biomed Eng 2004;51(10):1707-16
- Vacher P., Dumoulin S., Morestin F., Mguil-Touchal S. , "Bidimensional strain measurement using digital images", Instn Mech Engrs Part CImechE 213 (1999) 811–817.
- Webster RJ., Cowan NJ., Chirikjian G., and Okamura AM., "Nonholonomic Modeling of Needle Steering" In: Proceedings of the ninth international symposium on experimental robotics. (2004), Singapore