

Chapitre 10 : Amélioration du modèle poroélastique : affinement des paramètres rhéologiques

La définition des paramètres rhéologiques, nous l'avons vu dans le Chapitre 7, découle d'une analyse dichotomique dont le but est de faire correspondre, aux valeurs mesurées cliniquement, la première simulation effectuée pour le patient de référence avec le modèle éléments finis. Ces paramètres rhéologiques ont ensuite été conservés pour les autres patients et les nouvelles simulations. Cette approche peut poser le problème de l'adaptabilité aux autres patients de valeurs définies dans un cas précis. En effet, celles-ci ont été définies pour le patient de référence et leur application à d'autres géométries de patient peut être discutée.

Pour améliorer le modèle EF de l'orbite et pour avoir des données plus adaptées à n'importe quel type de patient, une analyse rhéologique «classique» est nécessaire. C'est ce travail qui a été initié dans les derniers mois de notre thèse et qui fait l'objet de ce chapitre : étudier la rhéologie de la graisse et tester son comportement de façon à obtenir des paramètres rhéologiques plus proches de la réalité et applicables à n'importe quel patient. Dans la première partie de ce chapitre, nous allons présenter l'étude de la rhéologie de la graisse. La deuxième partie est, elle, consacrée aux tests réalisés *in vivo* sur les tissus intra-orbitaires.

1. Etude rhéologique de la graisse

La caractérisation rhéologique d'un matériau est un problème complexe. En effet, les matériaux utilisés en biomécanique sont de natures diverses, et vont des matériaux de la mécanique classique (fer, acier inoxydable) aux tissus biologiques (muscles, os, cartilages, graisse).

Si les matériaux de la mécanique classique sont bien caractérisés, on ne trouve en revanche que très peu d'informations quant aux propriétés mécaniques des tissus biologiques. Même si les travaux sur ces tissus commencent à se généraliser, les rares données existantes consistent souvent en de larges fourchettes de caractéristiques mécaniques, obtenues par des méthodes comparatives, dans des contextes très particuliers. Nous l'avons vu, dans notre cas, nous avons tout d'abord déterminé les paramètres rhéologiques de la graisse de manière ad hoc en nous basant sur un recalage de simulation sur un cas clinique. En général, les études présentées dans la littérature reproduisent le même travail ou se basent, plus rarement, sur des mesures *in vivo* des tissus, et en particulier leur raideur en mesurant l'effort fourni pour obtenir un allongement donné. C'est le cas par exemple des travaux de Fung sur la peau [Fung, 1993].

Le problème de ces approches est qu'elles ne donnent pas de valeur des paramètres des matériaux suffisamment fine pour être utilisée dans le cadre de calculs numériques précis et significatifs. Nous l'avons d'ailleurs vu dans le Chapitre 8, les premiers résultats obtenus pour le patient de référence sont entachés d'un pourcentage d'erreur qui est dans une certaine mesure dû à l'approximation faite sur les paramètres rhéologiques du matériau poroélastique. Il semble qu'il faille d'abord se concentrer sur l'étude d'échantillons de matériaux, avant de vérifier la valeur des résultats *in vivo*.

Les caractéristiques recherchées sont nombreuses : il est bien sûr indispensable, dans un premier temps, de déterminer pour les matériaux étudiés les caractéristiques « classiques »

de l'élasticité linéaire : module de Young, coefficient de Poisson, masse volumique. Mais les matériaux comme la graisse, la peau ou les muscles semblent tous avoir un comportement viscoélastique, et il paraît indispensable d'étudier leur comportement dynamique, et leur vieillissement. De plus, tous ces matériaux se révèlent non homogènes et anisotropes, et ils interagissent in vivo avec des écoulements de fluides.

Le problème de la caractérisation des matériaux appliqués à la biomécanique est donc vaste. Aussi, notre étude des paramètres rhéologiques de la graisse s'est rapidement orientée vers une première caractérisation de matériaux dans le cadre d'hypothèses simplificatrices : les matériaux ont été considérés comme non vieillissants, homogènes et isotropes, et, dans un premier temps, quasi élastiques et linéaires. L'aspect viscoélastique étant pour l'instant laissé en perspective.

Ce travail a été réalisé en collaboration avec Fabien Audry du laboratoire de biomécanique de Toulouse.

a. Matériel utilisé



Figure 10.1 – Test de l'Enduratec en compression. Au centre de la photo, on distingue les deux plateaux entre lesquels se trouvent des billes et un capteur d'effort en train d'être calibré.

Les tests réalisés au cours de cette étude ont été effectués à l'aide d'une machine de la société Enduratec © de la gamme ELF (pour ElectroForce). Cette machine, qu'on appellera par la suite Enduratec, permet la caractérisation de matériaux à faible rigidité et l'étude de corps de petites dimensions. Pour cela, elle a recours à des actionneurs électromagnétiques qui pilotent un plateau pour les compressions (Figure 10.1) ou un mord pour les tractions. L'avantage principal de ce type d'actionneurs est de permettre une grande précision que ce soit en effort ou en déplacement. En effet, Enduratec offre la possibilité de pouvoir piloter l'effort à 0,02 N près et le déplacement à 1 μm près. Néanmoins, cette machine est incapable de fournir des efforts élevés, puisqu'elle ne monte pas au delà de 225 N

(que ce soit en traction ou en compression), et des déplacements importants, puisque la course de son actionneur est de 13 mm. Quoiqu'il en soit, Enduratec est tout à fait adaptée pour l'étude des matériaux biologiques, et en particulier les tissus mous, étant données leur raideur relativement faible et la taille souvent limitée des échantillons.

La gestion des mesures de cette machine se décompose en cinq étapes :

- choix d'un type d'asservissement : déplacement, effort ou tension imposée aux bornes de l'actionneur ;
- choix des gammes d'effort, déplacement ou tension, et des limites entraînant une réaction de la machine ;
- choix d'un type de sollicitation (sinusoïdale, carrée, triangulaire, rampe, maintien d'un niveau ou programmée) ;
- réglage de l'asservissement ;
- mise sous tension de la partie opérative et lancement des mesures.

En utilisant cette machine, dont dispose le laboratoire de biomécanique de Toulouse, nous avons pu effectuer divers tests et en particulier deux séries de mesures ayant pour but la caractérisation des propriétés rhéologiques de la graisse. Dans les deux cas, nous avons utilisé une enveloppe permettant de contraindre la graisse et ainsi de pouvoir la maintenir sur le plateau de l'Enduratec pendant les compressions. En effet, nous avons vu dans le Chapitre 7 que la graisse est composée de nodules de tailles variables qui la rendent proche d'un comportement fluide dans certains cas. Pour des tests en compression, il nous est apparu nécessaire de contraindre les bords des échantillons que nous avons testés pour éviter que la graisse ne se déforme trop, ne s'écrase ou ne se disloque. Ce phénomène de dislocation est encore plus présent dans notre cas où il a fallu découper des échantillons, dans un volume de graisse, selon une forme qui ne respecte pas le réseau des fibres et de membranes. Or, dans les méthodes d'essai classiques, il est impératif de travailler avec un échantillon de formes régulières. Le rôle de cette enveloppe, quelque soit le matériau la composant, est donc de tenir la graisse en forme et en position.

Dans un premier temps, nous avons choisi d'utiliser une gaine composée de silicone puis, au cours d'une seconde batterie de tests, composée de latex. Le fait que le silicone et le latex soient disponibles sous la forme de gaines, c'est-à-dire de cylindres creux, de dimensions connues et garanties, les rend intéressants pour notre étude. De plus, les propriétés, en particulier la souplesse, et le comportement de ces matériaux ne doivent pas influencer sur le comportement de la graisse au cours des tests. La souplesse du matériau, i.e. sa capacité à se déformer sous des contraintes, est une propriété nécessaire de la gaine pour les essais que nous envisageons puisque la graisse contenue dans la gaine doit pouvoir se déformer le plus librement possible au cours des tests. De plus, cette faible rigidité est guidée par le fait que la machine de test, Enduratec, ne peut pas imposer d'efforts très importants (moins de 225 N) sur les échantillons alors qu'une rigidité importante le nécessiterait. Le silicone et le latex ont tous les deux une faible rigidité leur permettant de vérifier cette propriété.

Le problème que pose l'utilisation d'une gaine autour de la graisse est qu'il est nécessaire de connaître les caractéristiques du matériau composant cette gaine afin de déterminer les contraintes et les interactions entre les deux milieux (gaine et graisse). Il a donc

fallu déterminer les paramètres matériaux du silicone et du latex que nous avons utilisé dans notre étude, pour pouvoir ensuite déterminer les paramètres de la graisse.

La définition des paramètres matériau du silicone a fait l'objet du stage de DEA de Fabien Audry (Audry, 2002). Dans la littérature, le module de Young du silicone est compris entre 0,1 et 10 MPa et son coefficient de Poisson est très proche de 0,5. Afin de simplifier son étude, Fabien Audry a pris les hypothèses suivantes : le silicone est (1) un matériau homogène, (2) isotrope, (3) non-vieillissant, (4) linéaire et (5) élastique pur. Pour définir le module de Young et le coefficient de Poisson du silicone, des tests en traction ont été effectués. En prenant un tube de silicone d'une longueur de 140 mm et d'un diamètre extérieur de 8 mm et intérieur de 5 mm, sans rien à l'intérieur, et en le plaçant dans des mords à ses deux extrémités, plusieurs tractions ont pu être appliquées puis répétées sur un ensemble de dix échantillons de tubes. Afin de mesurer les déformations induites par ces tractions, des repères ont été placés sur tous les tubes et suivis pendant les tests par un micromètre à balayage laser. Ces deux repères sont placés assez loin des points d'encrage pour éviter toutes perturbations et sont assez proches (20 mm) l'un de l'autre pour être tout le temps dans le faisceau du laser. Les allongements mesurés lors des tests étant inférieurs à 2 %, le comportement du silicone est quasiment linéaire et l'hypothèse de petites déformations est tout à fait acceptable. Afin de pouvoir calculer les paramètres matériau du silicone, il est aussi nécessaire de mesurer la réduction du diamètre du tube pendant son étirement. Dans ce but, le micromètre laser est placé de façon à ce que son faisceau coupe le tube en son milieu. Grâce aux mesures de l'étirement et de la réduction du diamètre du tube pour une même sollicitation, les relations de déformation longitudinale par rapport au déplacement des mords (pour l'étirement), d'effort par rapport au déplacement des mords et de déformation radiale par rapport au déplacement des mords (pour la réduction du diamètre) ont pu être définies. Il a alors été possible de définir une relation unique entre les déformations longitudinale et radiale. En conséquence, les valeurs du module de Young et du coefficient de Poisson ont pu être calculées : $E = 3,9 \text{ MPa}$ et $\nu = 0,474$.

L'étape de détermination des caractéristiques matériau n'a pas été nécessaire pour le latex étant donné que ses caractéristiques ont été fournies par le constructeur. Les valeurs pour le latex sont de : $E = 2 \text{ MPa}$ pour le module de Young et de $\nu = 0,49$ pour le coefficient de Poisson. Pour plus de simplicité, nous avons pris dans ce qui suit les mêmes hypothèses de modélisation que celles prises pour le silicone.

b. Le modèle analytique mis en place

A partir de ces valeurs, nous avons pu travailler sur la caractérisation des paramètres rhéologiques de la graisse. Il est nécessaire, si l'on souhaite remonter aux caractéristiques mécaniques de la graisse par un calcul direct, de mettre au point un modèle analytique assez simple pour être utilisable, mais rendant compte le plus fidèlement possible de la réalité. Le problème principal induit par l'utilisation d'une gaine autour de la graisse est qu'elle dissimule cette graisse et empêche tout accès et toute visibilité de la frontière entre les deux milieux. Le nombre de conditions aux limites est alors considérablement réduit, et repose donc sur des hypothèses, alors que le nombre d'inconnues est plus important par rapport au cas où on aurait qu'un seul matériau. L'utilisation d'une gaine autour de la graisse amène aussi un problème de contact entre les deux matériaux. En effet, ceux-ci doivent être continuellement en contact pour que les mesures des déformations à l'extérieur de la gaine

reflètent celles de la graisse. Nous avons donc supposé qu'il y avait toujours contact entre la graisse et la gaine.

Nous avons commencé nos mesures avec le silicone, étant donné que nous n'avions pas pensé au latex dans un premier temps. Nous avons repris les cinq hypothèses présentées précédemment. En particulier, nous avons fait attention à occasionner, au cours des mesures, uniquement des déformations qui permettent de faire l'approximation que le silicone est un matériau élastique. En plus de ces cinq hypothèses, les premières mesures nous ont conduit à en faire une supplémentaire : la graisse est incompressible. En effet, on constate les résultats suivants :

- pour un déplacement de 0,25 mm, il faut produire un effort de 2,03 N pour le silicone seul, alors qu'il faut un effort de 1,899 N pour le silicone rempli de graisse.
- pour un déplacement de 0,5 mm, il faut produire un effort de 4,251 N pour le silicone seul, alors qu'il faut un effort de 3,997 N pour le silicone rempli de graisse.

Ainsi, l'effort à fournir, pour obtenir la compression d'un tube de silicone diminue d'environ 6% lorsque le tube de silicone est rempli de graisse, pour un même déplacement. La graisse apparaissant comme moins raide que le silicone, une éventuelle incompressibilité de la graisse pourrait expliquer ce résultat. En effet, même si la majeure partie de l'effort de compression est transmis par le silicone, la graisse, incompressible, soumet la surface intérieure du tube de silicone à une pression (ou contrainte radiale), qui tend à dilater le tube radialement. L'effet de Poisson induit alors une réduction de la contrainte de compression : le tube aurait alors tendance à voir sa hauteur diminuer plus vite que lorsqu'il est vide. Cette hypothèse d'incompressibilité ne paraît pas illogique, puisque la graisse a une forte teneur en eau, dont la compressibilité est quasi nulle.

Dans le modèle analytique que nous avons considéré, l'hypothèse qu'il n'y a pas de frottement entre les extrémités du tube et les plateaux a été prise. On a supposé, en fait, que le tube fléchissait lors de l'application initiale de la contrainte et qu'un renflement se produisait à une hauteur donnée du tube. Grâce à cette dernière approximation, ce modèle est relativement simple et permet d'exprimer le module de Young de la graisse en fonction des variables du problème. L'avantage de cette simplicité est de limiter l'ampleur des incertitudes de mesures, ce qui compense le manque de précision du modèle.

Ce modèle est axisymétrique (Figure 10.2) de hauteur $h = 11.6$ mm, de rayon intérieur $R_i \approx 2.5$ mm (les mesures à l'intérieur de l'échantillon étant impossibles, cette valeur est approchée), et de rayon extérieur $R_e = 4.1$ mm après précontrainte (c'est-à-dire après une légère compression du plateau supérieur). Dans ce qui suit, toutes les variables seront indicées d'un g pour celles correspondant à la graisse et d'un s pour celles correspondant au silicone.

Au cours de l'essai en compression, les données enregistrées ont été les suivantes : un effort de $F = -F.ez$, avec $F = -1,9$ N, un écrasement (ou déplacement axial) de $U_0 = -0,25$ mm et un gonflement (ou déplacement radial pris sur le rayon extérieur) de $g = 0,0475$ mm.

Le problème étant axisymétrique, les déplacements n'ont pas de composante suivant la direction tangentielle.

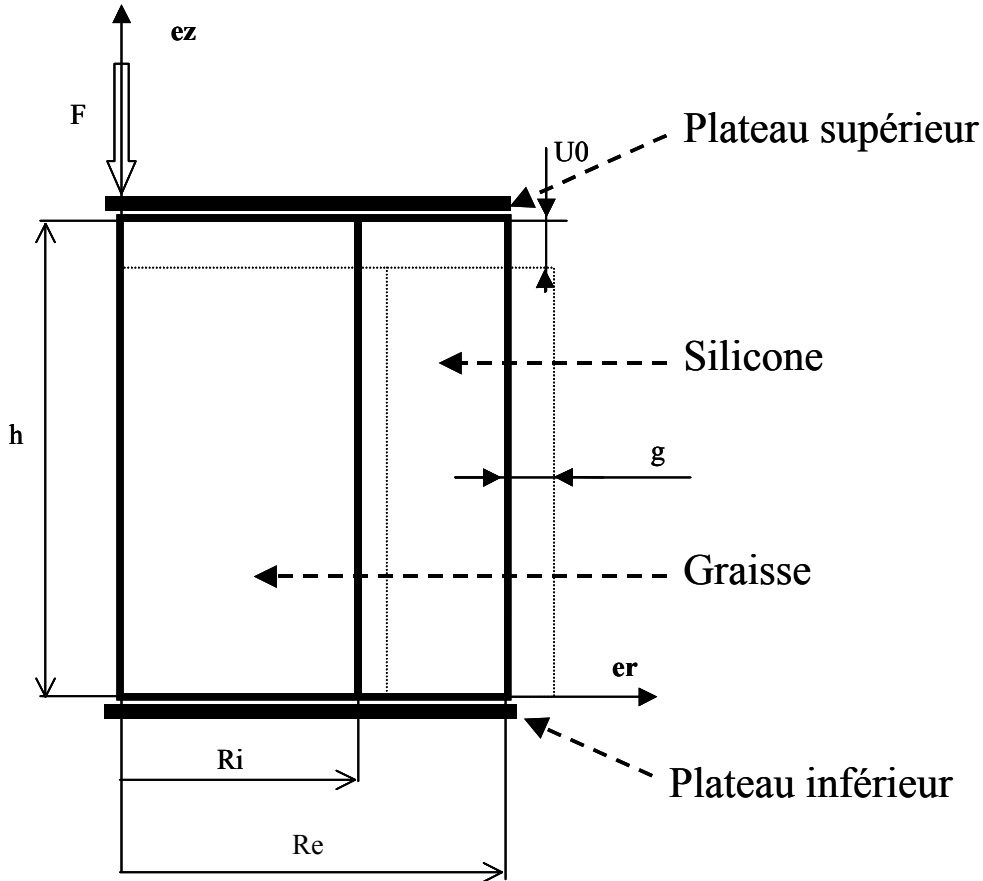


Figure 10.2 - Schéma de la demi section longitudinale du modèle analytique représentant l'échantillon mis en place pour caractériser la graisse dans le silicone.

Pour un point quelconque M de coordonnées (r, z) , on a, dans le cas général, les champs de déplacements \mathbf{U} suivants :

- Pour la graisse : $\mathbf{U}_g = \mathbf{U}_{r_g} \cdot \mathbf{er} + B_g/r + \mathbf{U}_{z_g} \cdot \mathbf{ez}$ (10.1)

avec : $\mathbf{U}_{r_g}(r,z) = A_g \cdot r + f_g(z)$ et $\mathbf{U}_{z_g}(r,z) = C_g \cdot z + g_g(r)$;

- Pour le silicone : $\mathbf{U}_s = \mathbf{U}_{r_s} \cdot \mathbf{er} + \mathbf{U}_{z_s} \cdot \mathbf{ez}$ (10.2)

avec : $-\mathbf{U}_{r_s}(r,z) = A_s \cdot r + B_s/r + f_s(z)$ et $\mathbf{U}_{z_s}(r,z) = C_s \cdot z + g_s(r)$

où f et g sont les forces volumiques et surfaciques.

Les conditions limites du modèle nous permettent deux simplifications :

- La déformée des génératrices extérieures de l'échantillon est la même pour tout z : On en déduit que $f_s(z)=0$. Cela est vrai quelque soit r , donc en particulier pour $r=R_i$. On en déduit que $\mathbf{U}_{r_g}(r,z)$ est le même en tout z , donc que $f_g(z)=0$.

- Le déplacement imposé U_z par les plateaux est le même quelque soit r :

- $\mathbf{U}_{z_g}(z=h) = \mathbf{U}_{z_s}(z=h) = -U_0$ (10.3)

- $\mathbf{U}_{z_g}(z=0) = \mathbf{U}_{z_s}(z=0) = 0$ (10.4)

Ces deux équations impliquent que $g_g(r) = g_r(r) = 0$; on déduit alors de la première équation que $C_g = C_s = C = -U_0/h$.

En résumé, le champ de déplacement est :

- Dans la graisse :
 - Sur l'axe r : $\mathbf{U}_{r_g} = A_g \cdot r$ (10.5)

- Sur l'axe z : $U_{z_g} = C.z$ (10.6)

- Dans le silicone :

- Sur l'axe r : $U_{r_s} = A_s.r + B_s/r$ (10.7)

- Sur l'axe z : $U_{z_s} = C.z$ (10.8)

Avec $C = -U_0/h$.

Ces formes de déplacements sont bien connues dans le domaine de la mécanique des milieux continus et elles satisfont à l'équation d'équilibre local.

A partir de ces champs de déplacements, on peut définir les tenseurs de déformations diagonaux, dans le référentiel $(er, e\theta, ez)$:

- Pour la graisse : $\varepsilon_g = \begin{bmatrix} A_g & 0 & 0 \\ 0 & A_g & 0 \\ 0 & 0 & C \end{bmatrix}$ (10.9)

- Pour le silicone : $\varepsilon_g = \begin{bmatrix} A_g - \frac{B_g}{r^2} & 0 & 0 \\ 0 & A_g - \frac{B_g}{r^2} & 0 \\ 0 & 0 & C \end{bmatrix}$ (10.10)

Pour déterminer les tenseurs de contraintes, nous nous sommes basés sur la relation de comportement des matériaux élastiques avec les coefficients de Lamé, λ et μ :

$$\sigma = \lambda \cdot \text{Tr}(\varepsilon) \cdot 1_3 + 2 \cdot \mu \cdot \varepsilon \quad (10.11)$$

Les tenseurs de déformation, dans le référentiel $(er, e\theta, ez)$, ont pour forme :

$$\sigma_i = \begin{bmatrix} \sigma_{ri} & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_{\theta i} & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_{zi} \end{bmatrix}$$

avec :

- Pour $i = g$:

- $\sigma_{r_g} = \sigma_{\theta_g} = 2 \cdot (\lambda_g + \mu_g) \cdot A_g + \lambda_g \cdot C$; (10.12)

- $\sigma_{z_g} = (\lambda_g + 2\mu_g) \cdot C + 2\lambda_g \cdot A_g$ (10.13)

- Pour $i = s$:

- $\sigma_{r_s} = 2 \cdot (\lambda_s + \mu_s) \cdot A_s + \lambda_s \cdot C - 2\mu_s \cdot B_s/r^2$ (10.14)

- $\sigma_{\theta_s} = 2 \cdot (\lambda_s + \mu_s) \cdot A_s + \lambda_s \cdot C + 2\mu_s \cdot B_s/r^2$ (10.15)

- $\sigma_{z_s} = (\lambda_s + 2\mu_s) \cdot C + 2\lambda_s \cdot A_s$ (10.16)

Les conditions aux limites permettent de contraindre le modèle et de le rendre plus simple à résoudre. Dans le cas de notre échantillon mixte (où R_i est le rayon interne et R_e est le rayon externe) :

- En déplacement, on a les propriétés suivantes :

- Le gonflement mesuré au niveau du silicone :

$$U_{r_s}(R_e) = A_s \cdot R_e + B_s/R_e = g \quad (10.17)$$

Ce qui conduit à :

$$A_s \cdot R_e + B_s/R_e = g \quad (10.18)$$

- L'égalité des déplacements radiaux à l'interface entre la graisse et le silicone :

$$U_{r_g}(Ri) = U_{r_s}(Ri) \quad (10.19)$$

Ce qui conduit à :

$$A_g.Ri = A_s/Ri + B_s/Ri \quad (10.20)$$

- En effort, on a les propriétés suivantes :

- La condition de bord libre en $r = Re$. Le fait que le vecteur contrainte, en $r = Re$, soit nul nous permet de réécrire l'équation (10.14) sous la forme :

$$2.(\lambda_s + \mu_s).A_s + \lambda_s.C - 2\mu_s.B_s/Re^2 = 0 \quad (10.21)$$

- La continuité du vecteur contrainte à l'interface entre les deux milieux conduit à :

$$\sigma_{r_g}(r=Ri) = \sigma_{r_s}(r=Ri) \quad (10.22)$$

et, en fonction des coefficients de Lamé :

$$2.(\lambda_g + \mu_g).A_g + \lambda_g.C = 2.(\lambda_s + \mu_s).A_s + \lambda_s.C - 2\mu_s.B_s/Ri^2 \quad (10.23)$$

- L'équilibre de pression du plateau supérieur. Avec l'équation de la résultante, projetée suivant ez , on arrive à la relation :

$$\Pi.Ri^2.((\lambda_g + 2\mu_g).C + 2\lambda_g.A_g) + \Pi.(Re^2 - Ri^2).((\lambda_s + 2\mu_s).C + 2\lambda_s.A_s) = -F \quad (10.24)$$

La résolution du sous-système linéaire composés des trois équations indépendantes (10.18), (10.20) et (10.21), nous permet de déterminer les constantes de déplacement A_g , A_s et B_s :

$$(10.20) \Rightarrow B_s = Re.(g - A_s.Re) \quad (10.25)$$

$$(10.21) \Rightarrow A_s = \frac{1}{2 \times (\lambda_s + \mu_s)} \times \left[\frac{2 \cdot \mu_s \cdot g}{Re} - \lambda_s \cdot C \right] \quad (10.26)$$

$$(10.18) \Rightarrow A_g = A_s + \frac{B_s}{Ri^2} \quad (10.27)$$

Les équations (10.23) et (10.24) peuvent quant à elles s'écrire sous la forme :

$$(10.23) \Rightarrow (2.A_g + C).\lambda_g + 2.A_g.\mu_g = f_g(Ri) \quad (10.28)$$

$$(10.24) \Rightarrow (2.A_s + C).\lambda_s + 2.C.\mu_s = f_s(Ri) \quad (10.29)$$

avec :

$$f_g(Ri) = 2.(\lambda_g + \mu_g).A_g + \lambda_g.C - 2.\mu_g \cdot \frac{B_g}{Ri^2}$$

$$f_s(Ri) = \frac{1}{Ri^2} \times \left\{ \frac{-F}{\Pi} - (Re^2 - Ri^2) [(\lambda_s + 2.\mu_s).C + 2.\lambda_s.A_s] \right\}$$

Dans l'optique de déterminer les paramètres rhéologiques, λ_g et μ_g , de la graisse, ce système peut s'écrire sous la forme :

$$\begin{bmatrix} (2.A_g + C)2.A_g \\ (2.A_g + C)2.C \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \lambda_g \\ \mu_g \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_g(Ri) \\ f_s(Ri) \end{bmatrix} \quad (10.30)$$

Et sa solution est :

$$\lambda_g = \frac{2.C.f_g(Ri) - 2.A_g.f_s(Ri)}{2.C.(2.A_g + C) - 2.A_g.(2.A_g + C)} \quad (10.31)$$

$$\mu_g = \frac{(2.A_g + C).f_s(Ri) - (2.A_g + C).f_g(Ri)}{2.C.(2.A_g + C) - 2.A_g.(2.A_g + C)} \quad (10.32)$$

En utilisant les relations liant les coefficients de Lamé au module de Young et au coefficient de Poisson, on retrouve E_g et ν_g pour la graisse.

Remarque : Ri , qui est petit et n'est pas connu avec précision, intervient au carré et en dénominateur dans les expressions de A_g , f_g et f_s . Une petite erreur sur l'estimation de Ri conduit donc théoriquement à de grandes erreurs sur les valeurs de λ_g et μ_g , et donc de E_g et ν_g .

c. Résultats de la caractérisation

Le premier test réalisé sur un échantillon mixte a montré que la déformée pouvait raisonnablement être considérée comme rectiligne et verticale (Figure 10.3).

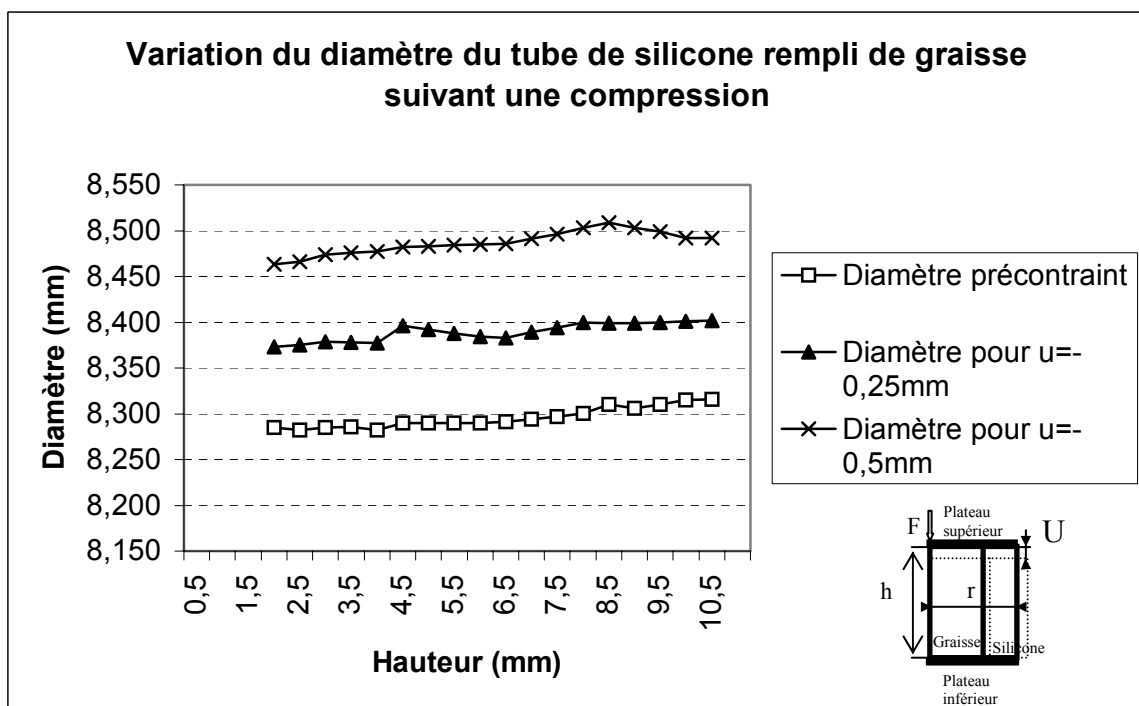


Figure 10.3 – Variation de la déformation (i.e. du diamètre) du tube de silicone rempli de graisse lorsqu'on lui applique une compression conduisant à un déplacement u (écrasement du tube) et donc à une augmentation du diamètre du tube.

Au cours des tests cherchant à déterminer les caractéristiques de la graisse, le chargement consiste en une rampe de déplacement à faible vitesse, pour réduire l'influence des effets visqueux et inertiels. Les premiers résultats expérimentaux donnant des valeurs négatives pour le module de Young, nous avons conclu que nos premières hypothèses n'étaient pas satisfaisantes. Il a donc été décidé de remettre en cause l'hypothèse d'incompressibilité de la graisse et donc de chercher aussi son coefficient de Poisson.

En partant du fait que la graisse était compressible, les applications numériques avec le modèle présenté ci-dessus et ce cas de chargement n'ont rien donné de concluant. En effet, toutes les solutions donnaient un couple de valeurs (λ_g , μ_g) dont l'une au moins des valeurs était négative, ce qui est physiquement impossible. Nous l'avons vu précédemment, ces

estimations sont fortement dépendantes du rayon intérieur du silicone. Ainsi, une variation de l'ordre du micromètre sur R_i change la valeur théorique du gonflement d'environ 3%, ce qui est une proportion très importante au vu des variations observées. Malgré tout, cette impossibilité à déterminer les valeurs (λ_g, μ_g) pour la graisse n'est pas due au choix de R_i , puisque l'étude d'un modèle paramétrique avec une valeur de R_i allant de 2,25 mm à 2,75 mm n'a pas permis de conduire à un couple de valeurs toutes les deux positives.

Dans ce cas, ce problème ne peut que venir du modèle que nous avons utilisé. Or, il semble raisonnable de considérer que la courbure initiale du tube de silicone est négligeable et que le champ de déplacement déterminé est le plus proche de la réalité possible. Il est alors possible que l'erreur vienne de la description des phénomènes se passant à l'interface.

Afin de vérifier que le contact était maintenu à l'interface lors de la sollicitation de compression, les déplacements radiaux théoriques à l'interface pour les deux corps ($U_{r_g}(R_i)$ et $U_{r_s}(R_i)$) ont été calculés, dans le cas où la précontrainte est infiniment proche de zéro (c'est-à-dire lorsque la configuration initiale donne un rayon intérieur pour le tube de silicone égal au rayon extérieur de l'échantillon de graisse, sans pression de contact). Le calcul de ce système revient à résoudre le problème pour chaque corps pris seul, et soumis à une seule contrainte de compression, puisque leurs bords (extérieur pour la graisse, extérieur et intérieur pour le silicone) sont alors libres, d'après la condition de précontrainte quasi-nulle. En utilisant les mêmes champs de déplacement, et en modifiant les conditions d'interface (pas d'égalité des déplacements, σ_{r_g} et $\sigma_{r_s}=0$ en $r=R_i$), on obtient les déplacements suivants :

$$U_{r_g}(r) = v_g \cdot \frac{U_0}{h} \cdot r \quad (10.33)$$

$$U_{r_s}(r) = v_s \cdot \frac{U_0}{h} \cdot r \quad (10.34)$$

En $r=R_i$, on obtient :

$$U_{r_g}(R_i) = v_g \cdot \frac{U_0}{h} \cdot R_i \quad (10.35)$$

$$U_{r_s}(R_i) = v_s \cdot \frac{U_0}{h} \cdot R_i \quad (10.36)$$

On remarque immédiatement que, si $v_g < v_s$, alors $U_{r_g}(R_i) < U_{r_s}(R_i)$ dès le début du chargement. Même s'il y a une pression de contact non nulle à l'interface pour l'état initial, cette pression va rapidement s'annuler et le contact sera donc rompu puisque le silicone s'écrasera plus vite que la graisse créant ainsi une «bulle» d'air entre la surface interne du silicone et la graisse au niveau de la déformation.

Afin d'empêcher ce problème, il est donc nécessaire d'avoir $v_g > v_s$ pour que la graisse soit toujours en contact avec la gaine. Or le coefficient de Poisson du silicone déterminé expérimentalement est très élevé (0,474), et il ne serait pas étonnant que sa valeur exacte soit de 0,5 compte-tenu des incertitudes pesant sur sa détermination et des caractéristiques générales des élastomères. Le coefficient de Poisson de la graisse ne semble pas pouvoir être supérieur à celui du silicone, l'hypothèse considérant que le contact ne serait pas rompu entre la graisse et la gaine ne semble donc pas correcte dans ce cas. Notre modèle est donc inapplicable ici.

d. Améliorations de la méthode de caractérisation

En l'état, il est donc impossible de déterminer les caractéristiques de la graisse avec une gaine dont le coefficient de Poisson est supérieur à celui de la graisse.

La première idée que nous avons eu a été de garder notre modèle et de remplacer le silicone par un matériau dont le coefficient de Poisson serait le plus bas possible. Cette méthode présente deux inconvénients. Le premier est qu'il est impossible de savoir a priori si le coefficient de Poisson du nouveau matériau est inférieur à celui de la graisse, puisqu'on ne connaît pas celui de la graisse... Le deuxième inconvénient, si l'on suppose que la première condition est satisfaite, est qu'il faut que le matériau en question soit assez souple et/ou que l'on puisse en obtenir des épaisseurs suffisamment petites pour que la rigidité du tube final soit égale ou si possible inférieure à celle du tube de silicone, toujours dans un souci de précision. Ces deux inconvénients étant relativement difficiles à résoudre, nous avons laissé de côté cette approche.

Toujours dans l'optique de garder notre modèle analytique, mais en corrigeant le problème de contact, nous avons observé que la comparaison des déplacements radiaux est liée au signe de U_0 . Si l'on pouvait remplacer U_0 par $U_1 = -U_0$, l'échantillon s'allongerait et la graisse verrait sa section se réduire plus lentement que celle du silicone : on aurait alors l'assurance que le contact serait maintenu. Le problème, ici, réside dans l'impossibilité de solliciter la graisse en traction du fait de son relatif manque de tenue. Mais il est possible de contourner cet obstacle en partant d'un état précontraint (le moins possible) tel que la graisse et le silicone aient déjà établi le contact. Si l'on réduit l'écrasement, il semble possible, par la mesure de la variation de l'effort exercé, de déterminer les caractéristiques de la graisse. Cette méthode suppose néanmoins une bonne maîtrise des caractéristiques viscoélastiques du silicone (sa relaxation notamment), et des essais pour différentes amplitudes qui permettraient de valider le modèle. Une autre difficulté est le dosage de la quantité de graisse à introduire préalablement dans le tube de silicone, pour obtenir la précontrainte voulue en fonction du déplacement souhaité. L'application de cette méthode apparaît donc comme très délicate.

La dernière possibilité que nous avons envisagée a été d'utiliser une enveloppe souple (donc a priori constituée d'un élastomère) dont la paroi est suffisamment mince pour considérer que sa rigidité en compression est négligeable devant sa rigidité en «gonflement» (c'est-à-dire en traction tangentielle). Le déplacement radial de la surface interne du tube n'est alors plus dicté par la sollicitation en compression, mais par le déplacement radial de la surface externe de l'échantillon de graisse. Un autre avantage vient du fait que la graisse transmet la quasi-totalité de l'effort de compression, ce qui augmente la précision du calcul. Cette solution nous semblant la plus appropriée pour nos tests, nous avons décidé d'utiliser une enveloppe fine en latex pour caractériser la graisse orbitaire. Nous nous sommes donc basés sur le même modèle analytique, mais en prenant cette fois les caractéristiques matériau du latex : $E_1 = 2 \text{ MPa}$ et $\nu_1 = 0,49$. Malheureusement, le fait que la paroi de la gaine de latex soit très fine, nous avons fait des tests avec une paroi de 1 mm puis de 0,5 mm d'épaisseur, et que le latex soit relativement souple a introduit un phénomène de flambage de l'échantillon, c'est-à-dire que la tenue de l'échantillon mixte n'était pas assurée. Ce phénomène a donc conduit à une déformée complètement instable et donc l'impossibilité de mesurer quoi que ce soit. Ce problème ne vient pas seulement du fait de la faible épaisseur de l'enveloppe de latex. En effet, il est aussi dû à la découpe des bords de la gaine. Il aurait été sûrement possible, avec une découpe parallèle, nette et précise de réduire considérablement ce phénomène, voire

même de l'empêcher. Malheureusement, nous n'avons pas pu disposer, au cours de notre thèse, d'une machine suffisamment précise pour réaliser cette découpe et cette étude en est restée là.

Malgré le fait que nous n'ayons pas pu déterminer les caractéristiques rhéologiques de la graisse orbitaire, nos travaux ont permis de poser les premières bases à une caractérisation des paramètres de la graisse. Ainsi, le modèle analytique présenté dans ce chapitre, malgré ses approximations, pourrait être réutilisé dans de futures études. Le problème du contact au niveau de l'interface entre la graisse et la gaine semble pouvoir être résolu avec une découpe précise, nette, répétable et parallèle des bords de l'enveloppe. On pourrait, pour cela, fabriquer des gabarits pour la découpe du silicone et de la graisse et utiliser une machine de découpe comparable à celles utilisées dans les boucheries. Pour obtenir des échantillons de graisse avec des contours bien réguliers, l'utilisation de cette machine est plus délicate. En effet, la tenue de la graisse n'étant pas garantie à température ambiante, il faudrait certainement effectuer les coupes sur des échantillons congelés, ce qui ne pose pas de problème sur les propriétés physiologiques de la graisse. Par ailleurs, l'aspect de répétabilité de ces tests est capital. En effet, si, pour un procédé extrêmement stable, les résultats sont trop dispersés, on peut être amené à remettre en cause l'homogénéité de la graisse pour les tailles d'échantillons considérés ce qui nous conduirait alors à remettre en cause notre méthode de caractérisation sur de petits échantillons. Dans ce cas, il pourrait être intéressant d'utiliser, en compression, un piston rempli de graisse et de mesurer la raideur de celle-ci suivant différentes sollicitations. L'intérêt d'un tel test serait d'éviter tous les problèmes amenés par l'utilisation d'une enveloppe souple, puisque le corps du piston est complètement rigide.

2. Tests in vivo de la raideur des tissus intra-orbitaires

En parallèle aux essais de caractérisation in vitro des paramètres de la graisse, des tests in vivo, c'est-à-dire sur patients, ont été effectués. Pour cela, étant donné qu'aucun outil ne permet à l'heure actuelle de faire des tests in vivo sur les composants de l'orbite, un capteur adéquat a été créé pour l'occasion. Le but de celui-ci n'est pas de caractériser les paramètres rhéologiques de la graisse, comme nous avons essayé de le faire dans la partie précédente, mais plutôt de déterminer le comportement des composants de l'orbite face à une sollicitation du même type que celle appliquée durant la chirurgie de décompression. Cliniquement, le chirurgien exerce une pression sur le globe pour chasser des tissus intra-orbitaire dans les sinus. Nous avons donc essayé de caractériser le comportement de ces tissus lors de cette pression. Dans ce but, déterminer leur raideur nous est apparu comme intéressant. En effet, la raideur permet de savoir comment un corps va se comporter, au cours du temps, lors de l'application d'une contrainte, puisqu'elle relie l'effort imposé à ce corps au déplacement en résultant (ou inversement le déplacement imposé à un corps et l'effort qui en résulte).

Dans le cadre de la chirurgie de décompression orbitaire, nous avons choisi de construire un capteur capable de mesurer l'effort appliqué par le chirurgien sur le globe et de mesurer le déplacement résultant du globe. Nous allons présenter ce capteur dans la sous-partie suivante et nous verrons, ensuite, les résultats obtenus lors des tests que nous avons effectués sur patients.

a. Présentation du capteur

Le capteur (Figure 10.6) que nous avons utilisé au cours des mesures in vivo de la raideur des tissus intra-orbitaires a donc été conçu de toutes pièces à cet effet et est issu de la collaboration entre le laboratoire TIMC de Grenoble et le laboratoire de biomécanique de Toulouse. En effet, il n'existe rien de comparable actuellement qui puisse permettre ce genre de mesures. D'ailleurs, les universités Joseph Fourier de Grenoble et Paul Sabatier de Toulouse ont dernièrement donné leur accord pour la mise en place d'une procédure visant à déposer un brevet sur ce capteur.

La raideur, nous l'avons vu, est une représentation de l'effort en fonction du déplacement. Techniquement, l'effort est mesuré par un capteur d'effort, c'est-à-dire une jauge de déformation dont le signal est analysé et traité par un pont d'extensométrie, tandis que le déplacement est défini grâce à l'utilisation d'un système de suivi tridimensionnel d'objets au cours du temps. La mise en correspondance de ces deux valeurs permet de déterminer la raideur des tissus mous de l'orbite en fonction du temps. C'est le couplage de ces deux mesures qui est innovant en soi et qui devrait faire l'objet d'un brevet. Il y a donc deux dispositifs de mesures incorporés dans le capteur.

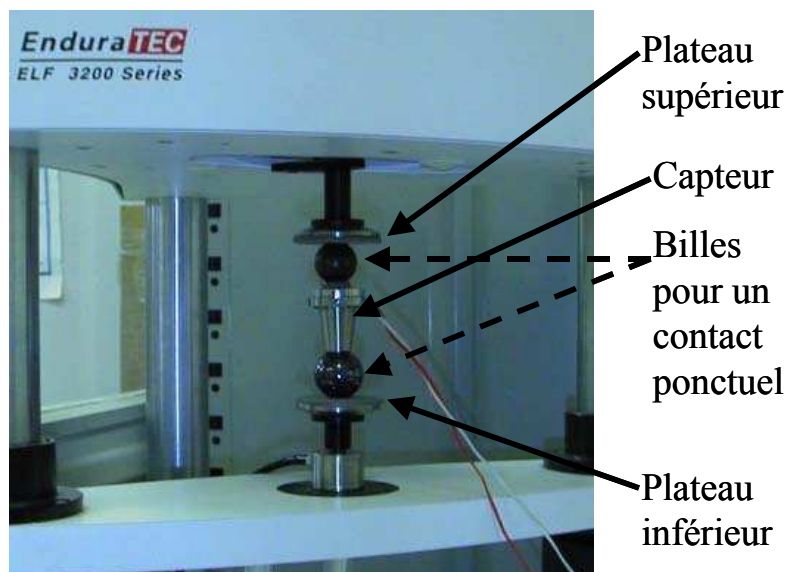


Figure 10.4 – Calibrage avec Enduratec. Les billes servent à simuler le contact du doigt du chirurgien sur le capteur, en haut, et le globe du patient sous le capteur, en bas.

Le premier est celui permettant de quantifier l'effort, en Newtons, exercé par le chirurgien sur le globe oculaire du patient. Cette partie du capteur est composée d'une membrane déformable très fine en métal sur laquelle est collée une jauge d'extensométrie et où l'effort est appliqué. Cette jauge, associée à un pont de Wheatstone, permet de mesurer les déformations de la membrane. C'est en fait une petite résistance qui, lorsque la membrane se déforme, s'allonge ou se rétracte. Cette déformation se traduit par une variation de la valeur de la résistance. Le pont de Wheatstone traite ces variations de résistance et donne en sortie une valeur de déformation de la membrane en $\mu\text{m.m}^{-1}$. Grâce à un calibrage du capteur d'effort, la mesure des déformations est associée à l'effort exercé sur la membrane.

Cette phase de calibrage a été effectuée via la machine Enduratec présentée dans la partie précédente. Il s'agit d'effectuer un grand nombre de mesures de déformations en fonction de l'effort appliqué avec Enduratec (Figure 10.4). Ces mesures sont ensuite moyennées de façon à obtenir le comportement moyen de la jauge lorsqu'elle est soumise à un effort (Figure 10.5). Cette courbe moyenne et son approximation polynomiale permettent de déduire de la déformation mesurée pendant la mesure in vivo l'effort appliqué par le chirurgien. L'approximation polynomiale de la courbe moyenne de l'effort y en fonction de la déformation x est la suivante :

$$y = 0,4048e^{0,0232x} \quad (10.37)$$

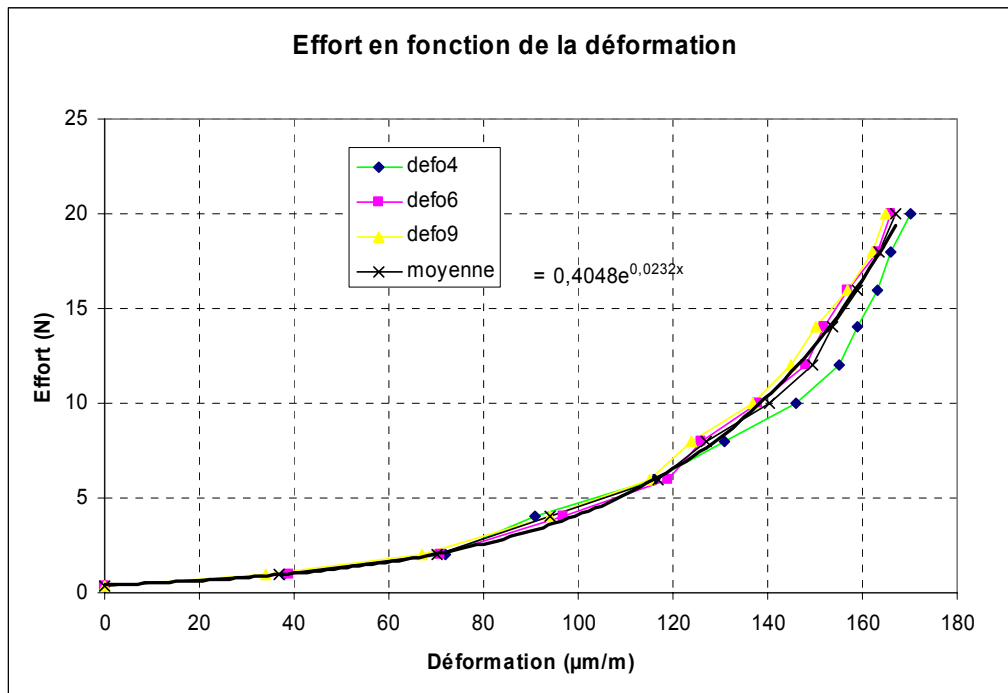


Figure 10.5 – Courbes de trois des dix mesures effectuées pour calibrer le capteur d'effort et obtenir sa courbe de comportement moyen (présenter par une exponentielle).

Le deuxième dispositif de mesure est basé sur l'utilisation d'un localisateur tridimensionnel. En réalité, le localisateur n'est pas fixé sur le capteur. Celui-ci est à deux ou trois mètres du capteur, donc du champ opératoire, et permet de repérer un corps rigide (une plaque en plastique) fixé sur le capteur. Sur ce corps rigide (noté (7) sur la Figure 10.6 (b)) se trouve quatre pastilles réfléchissantes qui renvoient les ondes infrarouges émises par le localisateur (dans notre cas, un localisateur Polaris ©). Le logiciel de traitement des données reçues par le localisateur détermine les déplacements, en millimètre, du corps rigide, donc du capteur, dans l'espace. Ainsi, le déplacement du globe est quantifié par ce dispositif puisqu'il est en contact rigide avec le capteur. Le capteur n'est pas directement en contact avec le globe. En effet, pour le protéger, une coque en métal polie est placée sur le globe et c'est sur celle-ci que vient appuyer le capteur.

Techniquement, le capteur doit donc regrouper ces deux dispositifs pour permettre de mesurer la raideur des tissus intra-orbitaires. La Figure 10.6 (b) donne une vue éclatée du capteur et permet de voir ses différentes pièces. La membrane (1) sous laquelle est collée la jauge (pas visible sur le schéma), est encadrée entre deux pièces métalliques : la collerette (3) et l'embase (4). L'embase (4), est en contact avec une coque ophtalmologique

conventionnelle posée sur l'œil et lui sert de protection. La collerette (3), sert à maintenir la membrane en position sur l'embase. Le capot (5) permet de répartir uniformément l'effort appliqué par le chirurgien par l'intermédiaire d'un cylindre en silicone (6). Toutes ces pièces sont composées de matériaux stérilisables avant l'utilisation clinique. Les pièces (3), (4), (5), sont en alliage d'aluminium. La membrane (1) est en acier inoxydable, et le cylindre (6) est en silicone. La collerette (3) est également la zone de fixation du corps rigide (7) permettant de localiser le capteur dans l'espace. Elle comporte deux points d'ancrage dans lesquels le corps rigide peut être vissé. Le poids total du capteur, avec le corps rigide, est de 47 grammes (dont 10 grammes pour le corps rigide). La Figure 10.6 (a) représente le capteur une fois monté et la Figure 10.7 le capteur en situation clinique. Les plans et les cotes du capteur sont donnés dans l'Annexe H.

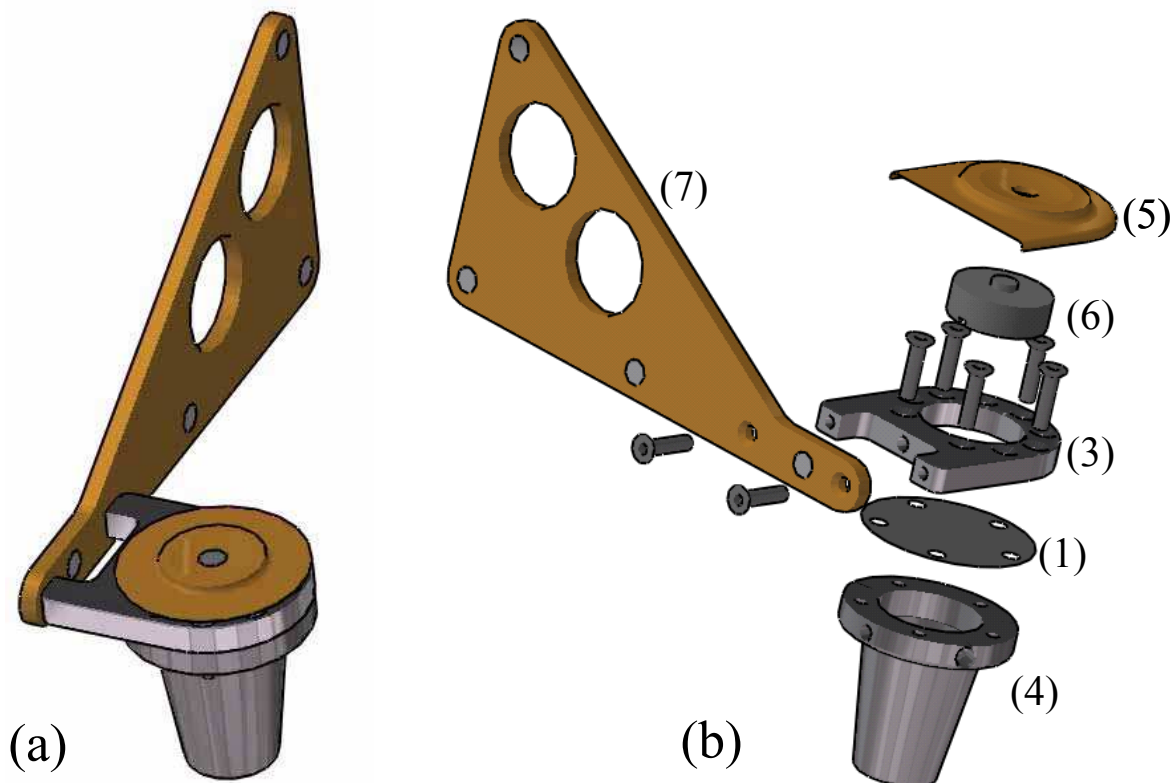


Figure 10.6 – (a) Représentation du capteur «monté». (b) Schéma «éclaté» du capteur. Ses composants sont les suivants : (1) membrane sur laquelle est collée la jauge, (3) collerette de fixation de la membrane, (4) embase en contact avec la coque de protection, (5) capot sur lequel le chirurgien appuie, (6) cylindre de silicone et (7) corps rigide pour le repérage tridimensionnel.

Ce capteur a été conçu, pour cette thèse, dans le but de mesurer sur patient la raideur des tissus mous orbitaires. Une autre application est aussi possible, mais n'a pas encore été testée. Il s'agit de mesures in vivo de raideurs de la peau ou de muscles. La méthode serait exactement la même, sauf qu'à la place de la coque de protection du globe, un embout plat permettrait de répartir la pression sur la surface des tissus mous à tester. Ce point fait également partie du dépôt de brevet.

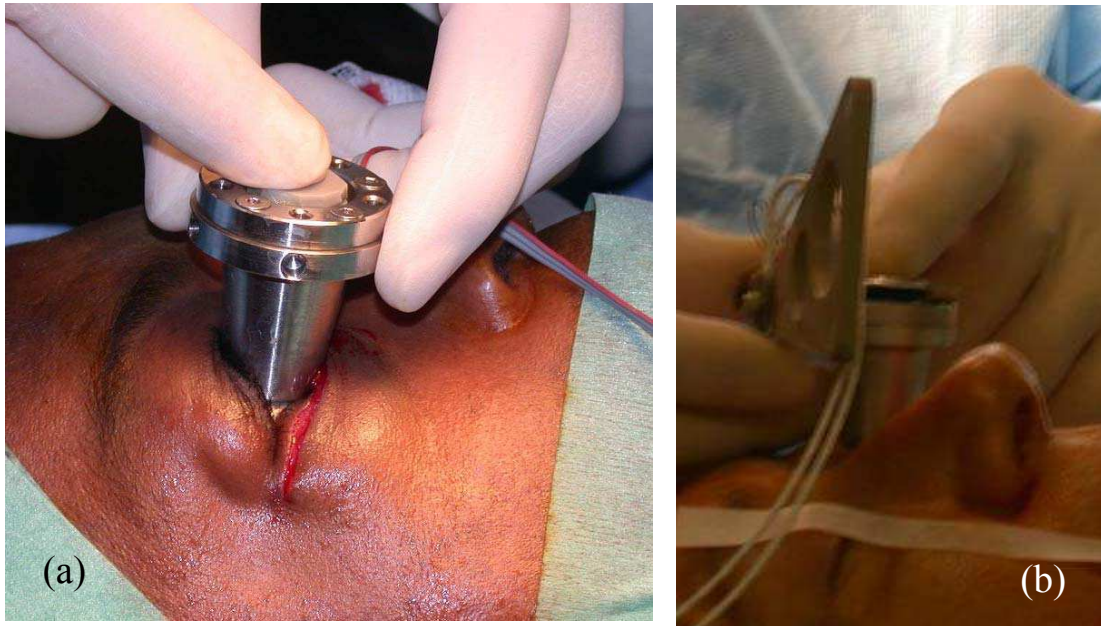


Figure 10.7 – Illustration de l'utilisation clinique de notre capteur pour mesurer la raideur dans le cadre d'interventions de décompression orbitaire. (a) Capteur sans le corps rigide et (b) Capteur avec le corps rigide.

b. Premiers tests in vivo

Les premières mesures effectuées sur un patient ont été réalisées sans moyen de localisation tridimensionnelle (Figure 10.7 (a)) et ont permis d'étalonner notre capteur d'effort. Ainsi, nous avons pu déterminer que la plage de mesure serait entre 0 et 20 N.

Pour pouvoir être intéressant, il est nécessaire de coupler notre capteur d'effort à un localisateur tridimensionnel, de façon à pouvoir remonter à la raideur des tissus intra-orbitaires. La deuxième série de mesures in vivo a donc été réalisée en utilisant la version du capteur équipée d'un corps rigide permettant de le localiser dans l'espace (Figure 10.7 (b)).

Pour effectuer une acquisition dynamique (c'est-à-dire permettant un petit intervalle de temps entre chaque mesure), nous avons développé deux programmes permettant de commander les deux systèmes de mesures. Pour le localisateur Polaris ©, nous avons développé, en Visual C++, un logiciel mesurant tous les dixièmes de secondes la position du corps rigide et donc du capteur. Pour la jauge de déformation, nous avons utilisé le langage de programmation Labview pour développer un logiciel qui a été interfacé avec un pont de Wheatstone (prêté par Elisabeth Lebreau de l'INSA Toulouse). Ce logiciel permet, lui aussi toutes les 0,1 s, l'acquisition de la déformation de la jauge collée sur la membrane du capteur et par voie de conséquence de l'effort appliqué sur le globe. Ces deux logiciels créent en sortie des fichiers d'acquisition en fonction de l'horloge interne de la machine. Pour les mesures au bloc opératoire nous avons utilisé le PC portable équipé d'un processeur de 250 MHz et de 64 Mo de mémoire, du laboratoire de biomécanique de Toulouse.

Les tests in vivo ont été réalisés par le Professeur Boutault. La procédure d'acquisition a été la suivante :

- lancer les deux logiciels de mesures,
- placer le capteur en position,
- effectuer trois séries d'appui sur le globe

- enregistrer les efforts et déplacements résultants,
- stopper l'acquisition des deux logiciels,
- sortir le capteur du champ opératoire.

Une acquisition type est représentée par la Figure 10.8. Sur cette figure, les mesures des déplacement effectués avant et après les variations d'effort ont été supprimées de façon à avoir le moins possible de mouvements ne correspondant pas aux pressions sur le globe. Néanmoins, il est parfois nécessaire pour le chirurgien de retirer le capteur du globe, en cours de mesure, pour avoir une meilleure visibilité du champ opératoire. La mesure continuant, le déplacement et parfois l'effort mesuré sur le capteur peuvent varier sans rapport avec l'appui que l'on cherche à quantifier lors de la mesure. Ce genre d'incident est d'ailleurs visible sur la Figure 10.8 dans l'intervalle de temps $t = 41494$ s et $t = 41497$ s où le déplacement est négatif (le capteur a été soulevé au dessus du globe) tandis que l'effort est nul (aucune pression n'est appliquée sur la membrane). Néanmoins, ce genre d'incidents est sans conséquence sur la mesure, puisqu'ils n'interviennent pas sur les conditions d'acquisition.

La Figure 10.8 permet d'observer lors de chaque appui, l'effort mesuré et le déplacement résultant du capteur. Concrètement, on observe l'effort appliqué au globe et son recul dans la cavité orbitaire. L'effort est borné dans l'intervalle 0-19 N tandis que le déplacement se situe dans l'intervalle 0-17mm.

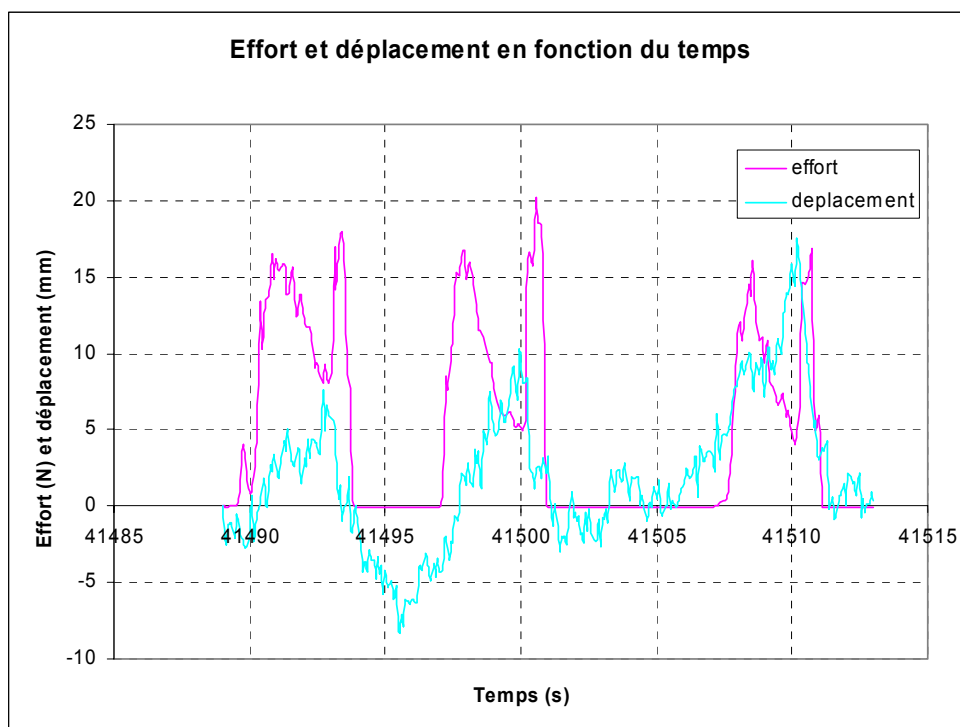


Figure 10.8 – Acquisition de l'effort et du déplacement au cours d'une mesure in vivo avec le capteur, sur l'orbite gauche, après ostéotomie des parois orbitaires.

Six mesures in vivo ont été effectuées. Trois l'ont été avant l'intervention, c'est-à-dire sur le globe pathologique et sans qu'aucune incision ni ostéotomie n'aient été effectuées. Les trois autres ont été réalisées après l'intervention, donc après l'ouverture du plancher orbitaire et après avoir appuyé «conventionnellement» (i.e. sans capteur) sur l'œil.

Etant donné que les courbes de déplacement du globe sont en léger retard sur celles de l'effort, il est difficile de déterminer une courbe de raideur représentative de la raideur des tissus composants l'orbite. De façon à avoir des valeurs représentatives, nous nous sommes basés sur des valeurs d'effort et de déplacement nous semblant intéressantes. Ainsi, nous avons pris les valeurs maximales du déplacement et les effort leurs correspondants (il y a entre 4 et 6 pics pour chaque courbe). On obtient les valeurs de raideur moyenne R consignées dans la Table 10.1 :

Mesure	Orbite concernée	Moment	Raideur moyenne (N.mm ⁻¹)	Ecart type (N.mm ⁻¹)
1	gauche	pré-opératoire	2,84	1,9
2	gauche	pré-opératoire	2,18	0,4
3	droite	pré-opératoire	3,73	2,2
4	gauche	post-opératoire	1,66	0,7
5	gauche	post-opératoire	0,91	0,1
6	droite	post-opératoire	2,11	1,2

Table 10.1 – Valeurs moyennes de la raideur des orbites gauche et droite, avant et après l'intervention.

Les raideurs moyennes présentées dans la Table 10.1 sont issues de valeurs relativement hétérogènes. Pour éviter une trop grande incertitude sur ces mesures il sera nécessaire par la suite de définir un protocole plus strict, en accord avec le clinicien utilisant le capteur. Il s'agit par exemple de prendre garde à ne pas soulager le poids du capteur lorsque celui-ci est posé sur la coque de protection du globe, ou d'éviter de rompre le contact entre le capteur et la coque pendant la mesure.

Néanmoins, malgré les incertitudes qui pèsent sur ces valeurs moyennes de raideur, elles sont en accord avec les valeurs préliminaires déterminées dans le but d'étudier les efforts et les déplacements appliqués au patient de référence. En effet, dans le Chapitre 7, nous avons vu que l'effort que nous avons supposé être imposé au patient était de 12 N et le déplacement en résultant était de 4 mm. Ces valeurs impliquent une raideur maximum de 3 N.mm⁻¹ avant l'intervention. Ce résultat est cohérent avec les raideurs moyennes présentées dans la Table 10.1, qui sont comprises entre 2,18 N.mm⁻¹ et 3,73 N.mm⁻¹, ce qui conduit à une raideur moyenne pour ces trois mesures de 2,92 N.mm⁻¹.

Par ailleurs, les valeurs données dans la Table 10.1 sont intéressantes car elles permettent de déterminer qualitativement la variation de la raideur avant et après la décompression orbitaire. Ainsi, pour l'orbite gauche, la raideur moyenne est de 2,51 N.mm⁻¹ (moyenne entre les mesures 1 et 2) avant l'intervention, et de 1,29 N.mm⁻¹ (moyenne entre les mesures 4 et 5) après l'intervention, soit une réduction de 24 % entre ces deux moments. De même, pour l'orbite droite, la raideur moyenne est de 3,73 N.mm⁻¹ avant l'intervention (plus importante qu'à gauche peu être parce que la protrusion de l'œil droit est plus importante), et de 2,11 N.mm⁻¹ après l'intervention, soit une réduction de 43 % entre ces deux moments. Aux vues de ces valeurs, il semble donc que la réduction de l'exophtalmie par décompression orbitaire réduise la raideur des tissus orbitaires d'environ 30 %. Pour pouvoir déterminer si cette tendance est réaliste, il faudra, dans le futur, effectuer de nouvelles mesures sur de nouveaux patients atteints d'exophtalmie.

Malgré le fait que ces mesures ne concernent qu'un patient, leurs résultats sont intéressants puisqu'ils permettent de déterminer la valeur moyenne de la raideur des tissus d'une orbite pathologique (environ $2,9 \text{ N.mm}^{-1}$) et celle de tissus sains, ou tout du moins la raideur des tissus une fois la décompression effectuée (environ $1,6 \text{ N.mm}^{-1}$). Il faudrait, ici aussi, confirmer cette tendance sur des patients souffrant d'exophtalmie et sur des gens sains. Ces mesures pourraient alors, sans aucun doute, aider au cours d'une phase de diagnostic en permettant de déterminer si la raideur des tissus intra-orbitaires du patient est trop importante et s'il est nécessaire de pratiquer une décompression orbitaire ou pas.

De plus, ces mesures nous permettent de valider une partie des résultats de notre modèle éléments finis. En effet, dans le Chapitre 8, nous avons estimé la raideur moyenne du patient de référence à $2,85 \text{ N.mm}^{-1}$. Cette raideur prédite est relativement proche de la raideur mesurée pour les tissus pathologiques et estimée à $2,92 \text{ N.mm}^{-1}$. Malgré le fait que ces valeurs ne portent pas sur le même patient, cette comparaison est encourageante et laisse penser que notre modèle éléments finis permet une estimation relativement correcte de la raideur moyenne des tissus et donc du recul en fonction de l'effort imposé par le chirurgien au cours de la décompression orbitaire.

Il est à noter que ces mesures ont été effectuées avec une version du capteur utilisant deux jauges collées en opposition, c'est-à-dire une sur chaque face de la membrane. Néanmoins seule la jauge située sous la membrane, donc sur laquelle aucun effort n'est appliqué directement, a été utilisée pour les mesures. En effet, la jauge située sur la membrane est en contact direct avec le silicone et elle mesure à la fois la déformation de la membrane et la déformation de la jauge sous la pression du silicone... Cette jauge faussant les mesures, elle n'a pas été prise en compte. La future version du capteur sera donc basée sur une seule jauge, collée sous la membrane ce qui permettra des mesures plus précises (puisque la plage de mesure, prévue pour une seule jauge, sera plus grande pour le même effort) et à un coût moindre.

En conclusion, ces mesures in vivo permettent une estimation relativement satisfaisante du recul et de l'effort au cours de la chirurgie visant à réduire l'exophtalmie. Ce capteur permet, de plus, de déterminer la raideur avant et après l'intervention et semble ainsi capable de fournir une aide au diagnostic sur les exophtalmies en donnant une indication sur la tension des tissus intra-orbitaires.