
Recalage du modèle numérique de la jambe

Sommaire

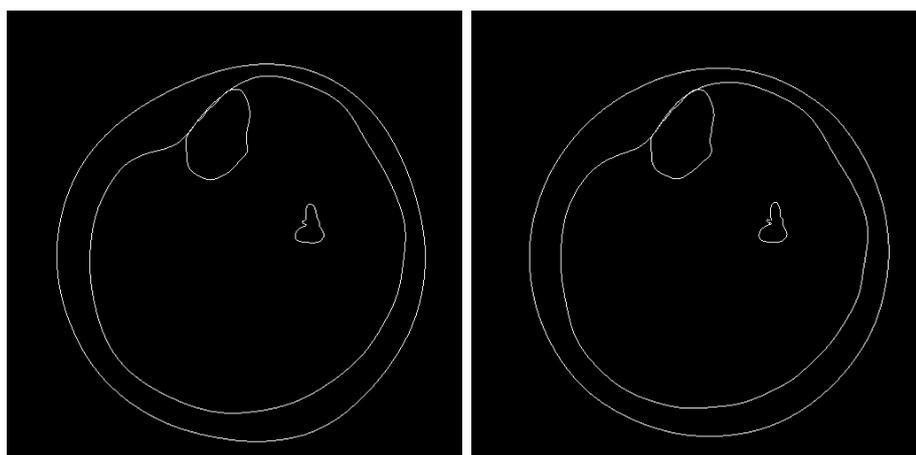
9.1	Introduction	136
9.2	Optimisation préalable par les deux algorithmes	136
9.3	Identification des propriétés mécaniques des tissus de la jambe	137
9.4	Sensibilité de la fonction coût aux paramètres	138
9.5	Discussion	142
9.5.1	Ordre de grandeur du module de compressibilité	142
9.5.2	Analogie avec le coefficient de Poisson	143
9.5.3	Recalage des contours	143
9.5.4	Influence des intervalles sur le calcul des pressions	144
9.6	Détermination des pressions internes de la jambe	146
9.6.1	Transmission des incertitudes	146
9.6.2	Répartition des pressions pour les différentes chaussettes	149
9.7	Conclusion	152

9.1 Introduction

Dans les chapitres précédents, nous avons présenté le modèle numérique de la jambe mis en œuvre ainsi que le recalage d'images déformables. Munis d'une fonction coût décrivant l'écart entre deux contours et d'algorithmes d'optimisation, nous allons dans ce chapitre présenter l'identification des paramètres mécaniques hyperélastiques du modèle numérique de la jambe. Nous proposons en première approche une comparaison des deux algorithmes présentés précédemment pour différents jeux de paramètres initiaux. Ensuite, nous tenterons d'améliorer l'identification réalisée par l'un ou l'autre des algorithmes. La solution sera cherchée sous forme d'intervalles. Finalement on s'intéressera à la distribution des pressions internes du mollet avec un jeu de paramètres issu des intervalles définis, en tenant compte de l'incertitude due à la caractérisation des tricots.

9.2 Optimisation préalable par les deux algorithmes

Les algorithmes présentés au chapitre précédent vont être à présent utilisés pour recalculer le modèle numérique de la jambe [Chapitre 6]. Comme nous l'avons annoncé, un des objectifs de cette étude est de déterminer les propriétés mécaniques des tissus biologiques mous de la jambe afin de fournir un modèle numérique *biofidèle* du mollet pour l'évaluation des pressions internes dues à la contention. La fonction coût qui a été présentée [Chapitre 8] s'appuie sur des contours d'images. Les contours ont été obtenus par *segmentation* [Par97]. Pour utiliser cette fonction coût, on extrait des images IRM les contours de la graisse et du muscle. On rappelle que les images utilisées sont l'image sans contention et l'image de la jambe sous contention avec le port de la chaussette C.



(a) Contours définis pour l'image sans contention (b) Contours définis pour l'image avec la contention C

Figure 9.1 – Contours définis des matériaux pour l'identification

9. Recalage du modèle numérique de la jambe

Nous réalisons pour 6 jeux de paramètres initiaux différents, les minimisations de la fonction coût par les algorithmes de Newton-Raphson et de Nelder-Mead. Le [Tableau 9.1] présente les résultats obtenus.

	Valeurs initiales (kPa)				Fonction coût	Valeurs identifiées (kPa)			
	c_g	c_m	K_g	K_m		c_g	c_m	K_g	K_m
Newton-Raphson	10	10	50	50	12,6	14,4	5,3	1	300
	7	10	35	40	4,63	5	10,3	40	109,8
	10	20	30	80	4,89	12,1	19,2	11,6	110,1
	9	13	70	80	84,26	4,4	10,2	21,1	1
	70	10	85	70	4,6	20,8	17,8	1	114,9
	7	10	85	70	9,71	18,8	5,7	1	119,9
Nelder-Mead	10	10	50	50	3,63	4,8	10,8	48,5	81,8
	7	10	35	40	3,75	3,4	9,7	49,4	74,6
	10	20	30	80	3,71	13,8	14,7	47,9	79,7
	9	13	70	80	3,62	8,7	13,1	74,1	78,6
	70	10	85	70	3,36	1,8	17	84,9	77,6
	7	10	85	70	3,33	7,2	10,1	86	69,5

Tableau 9.1 – Récapitulatif des minimisations réalisées sur le modèle de jambe

Pour l'ensemble des valeurs initiales testées, l'algorithme de Nelder-Mead présente de meilleurs résultats que l'algorithme de Newton-Raphson. La valeur maximale obtenue pour la fonction coût par l'algorithme de Nelder-Mead est de 3,75 alors que 4,6 est la valeur minimale déterminée par l'algorithme de Newton-Raphson pour la fonction coût.

L'algorithme de Nelder-Mead est robuste car quelles que soient les valeurs initiales testées, il converge vers une solution. L'algorithme de Newton-Raphson peut diverger lorsque que les valeurs initiales sont trop éloignées d'un minimum ou lorsque la fonction coût est trop irrégulière.

Compte tenu des valeurs obtenues pour la fonction coût et de sa robustesse, nous utiliserons l'algorithme de Nelder-Mead pour la poursuite de cette identification.

9.3 Identification des propriétés mécaniques des tissus de la jambe

La valeur minimale de la fonction coût obtenue pour l'ensemble des optimisations réalisées est de 3,33. On cherche alors la solution autour des paramètres identifiés par ce calcul particulier. Nous allons, par l'algorithme de Nelder-Mead uniquement, tenter de nous rapprocher de la solution en générant de nouveaux jeux de valeurs initiales. Lorsque la valeur de la fonction coût est de 3,33, les paramètres alors identifiés sont [7,2

III. Recalage du modèle numérique

	Valeurs initiales (kPa)				Fonction coût	Valeurs identifiées (kPa)			
	c_g	c_m	K_g	K_m		c_g	c_m	K_g	K_m
Nelder-Mead	7,92	10,1	86	69,5	3,36	7,2	9,9	88,5	74,1
	6,48	10,1	86	69,5	3,3	6,5	10,3	86,5	69,5
	7,2	9,1	86	69,5	3,22	3,3	11,5	89,6	71,9
	7,2	10,1	94,6	69,5	3,35	7,1	9,9	99,5	70,1
	7,2	10,1	77,4	69,5	3,32	7,3	10,1	80	69,6
	7,2	10,1	86	76,45	3,34	7,1	10	86,9	75,4
	7,2	10,1	86	62,55	3,31	6,2	10,4	91,3	69

Tableau 9.2 – Récapitulatif des optimisations réalisées sur le modèle de jambe

10,1 86 69,5]. Ces paramètres sont, un à un, pris à + 10 % et -10 % de leur valeur identifiée pour générer un nouveau jeu de paramètres initiaux. Les résultats des minimisations sont présentés dans le [Tableau 9.2]. La valeur de la fonction coût minimale obtenue est de 3,22. Les paramètres alors identifiés sont [3,3 11,5 89,6 71,9] ce qui, par rapport au premier calcul correspond à des écarts de [-54%, +14%, +4%, +3%].

9.4 Sensibilité de la fonction coût aux paramètres

Afin d'évaluer la sensibilité de la fonction coût aux paramètres, on utilise les paramètres précédemment identifiés [Tableau 9.2]. La fonction coût minimale est obtenue avec les paramètres [3,3 11,5 89,6 71,9]. Cependant les résultats présentés [Tableau 9.2] montrent que pour les valeurs initiales testées, la fonction coût minimisée reste inférieure à 3,4 soit environ 5 % de plus que la fonction coût minimale obtenue. Compte tenu de la variabilité des résultats obtenus pour la fonction coût, nous ne sommes pas en mesure de nous assurer que la fonction coût puisse avoir des variations significatives en dessous de la valeur de 3,4. Pour des valeurs initiales assez proches, l'ensemble des optimisations conduit à des fonctions coût inférieures à 3,4. On considère alors que la précision est satisfaisante pour des fonctions coût en deçà de cette valeur seuil.

Pour faire l'étude de la sensibilité aux paramètres, on fait varier un à un les paramètres afin d'observer l'influence sur la fonction coût.

L'étude des sensibilités permet alors de définir des intervalles de solution pour chacun des paramètres [Tableau 9.3], soient des intervalles pour lesquels la valeur de la fonction coût est inférieure à 3,4. Ces intervalles sont aussi présentés sur les graphiques représentant l'évolution de la fonction coût en fonction des variations des différents paramètres [Figure 9.2, Figure 9.3, Figure 9.4, Figure 9.5]. Dans le cas du paramètre c_g [Figure 9.2], l'intervalle défini [Tableau 9.3] indique qu'une variation de 40 % en-deçà de la valeur identifiée et de 50 % au-delà n'entraîne qu'une variation maximale de 5 % de la fonction coût. L'identification est donc assez peu sensible au paramètre c_g . Quant au paramètre c_m [Figure 9.3], l'intervalle est réduit à 18 % et 12 % autour de la valeur

9. Recalage du modèle numérique de la jambe

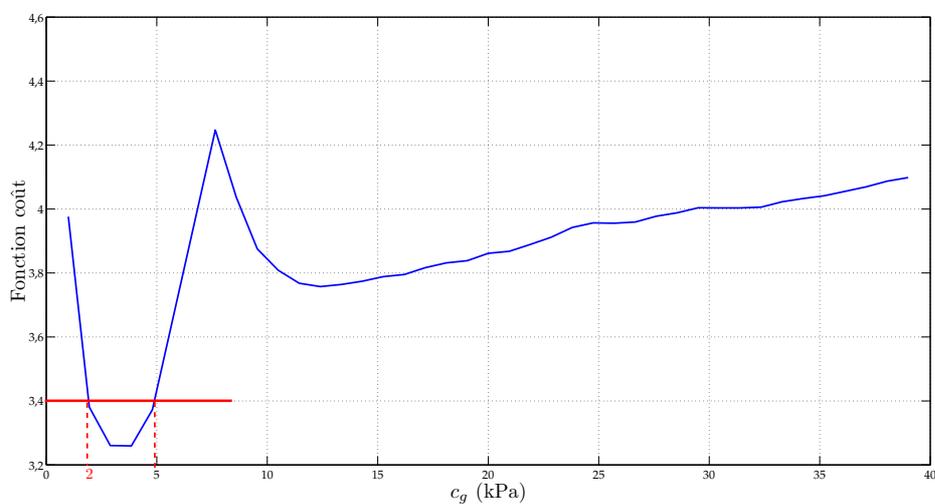


Figure 9.2 – Évolution de la fonction coût en fonction du paramètre c_g .

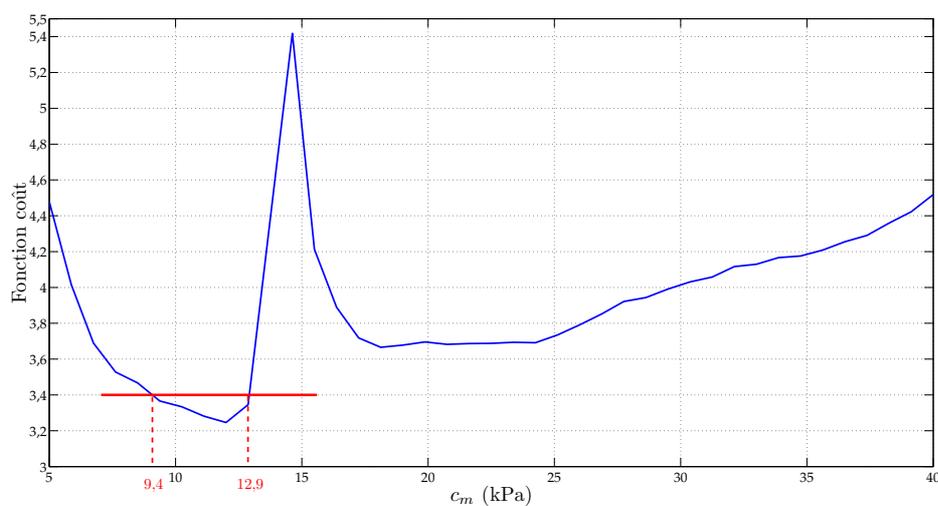


Figure 9.3 – Évolution de la fonction coût en fonction du paramètre c_m .

	c_g (en kPa)	c_m (en kPa)	K_g (en kPa)	K_m (en kPa)
Borne inférieure	2	9,4	71,3	61
Borne supérieure	5	12,9	140	78

Tableau 9.3 – Intervalles des paramètres pour lesquels la fonction coût est inférieure à 3,4

III. Recalage du modèle numérique

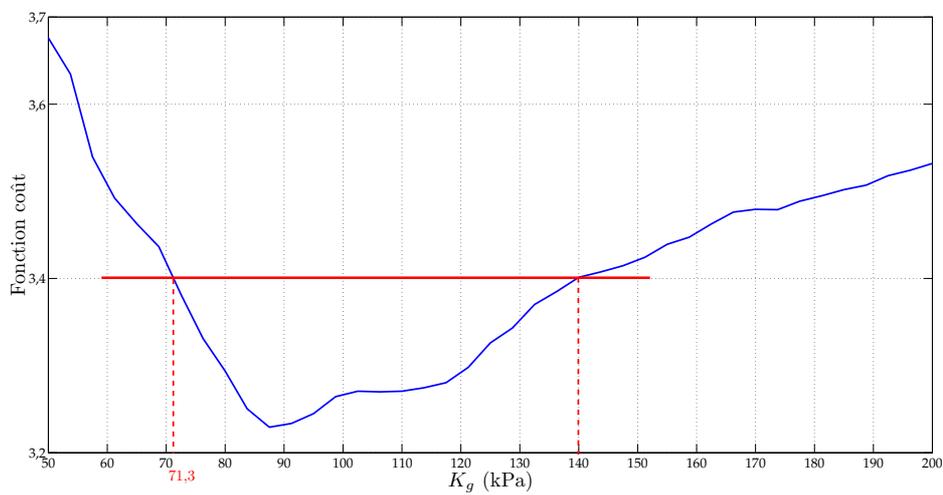


Figure 9.4 – Évolution de la fonction coût en fonction du paramètre K_g .

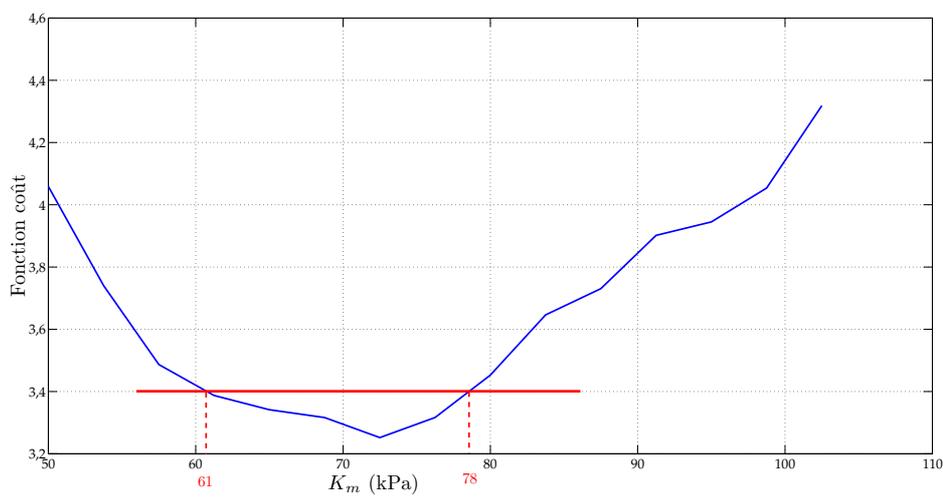


Figure 9.5 – Évolution de la fonction coût en fonction du paramètre K_m .

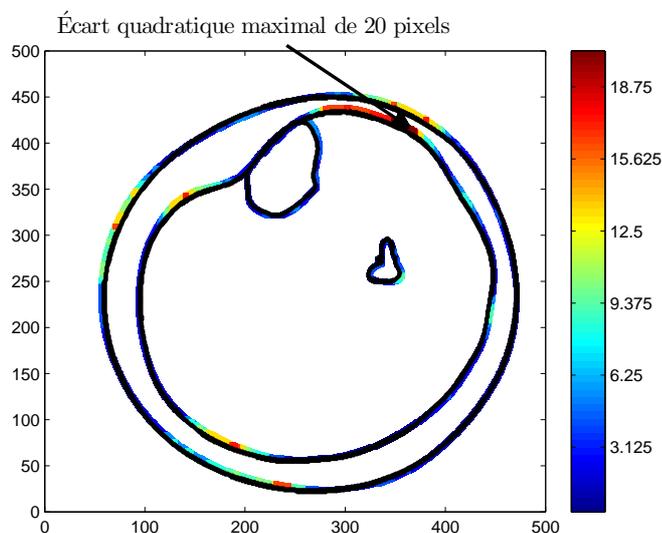


Figure 9.6 – Écart quadratique entre les contours pour les paramètres [3,3 11,5 89,6 71,9]

optimale identifiée. La sensibilité est donc plus importante pour ce paramètre que pour le précédent.

Pour les paramètres c_g et c_m , on observe la présence de deux minima locaux. Lors de l'utilisation de valeurs initiales inappropriées, la présence d'un autre minimum local peut perturber l'optimisation.

On présente les écarts pixel à pixel entre les contours pour les deux minima locaux [Figure 9.6], [Figure 9.7]. On montre par ces figures que suivant le minimum local considéré, l'écart maximal entre les contours n'est pas localisé au même endroit des contours. Les mêmes observations ont été faites en considérant les minima obtenus par la variation du paramètre c_m . L'amélioration du recalage d'une partie du contour entraîne la détérioration du recalage à un autre endroit. Le paramètre pour lequel l'identification

	Écart par rapport à la valeur optimale (%)			
	c_g	c_m	K_g	K_m
Borne inférieure	39	18	20	15
Borne supérieure	52	12	56	8

Tableau 9.4 – Écart entre les bornes des intervalles obtenus pour $f_c < 3,4$ et les valeurs optimales

est la plus sensible est le paramètre K_m . En effet, dans l'intervalle qui a été défini [Tableau 9.3], la borne inférieure se situe à 15 % de la valeur optimale identifiée et la borne supérieure se situe à 8 % [Tableau 9.4].

III. Recalage du modèle numérique

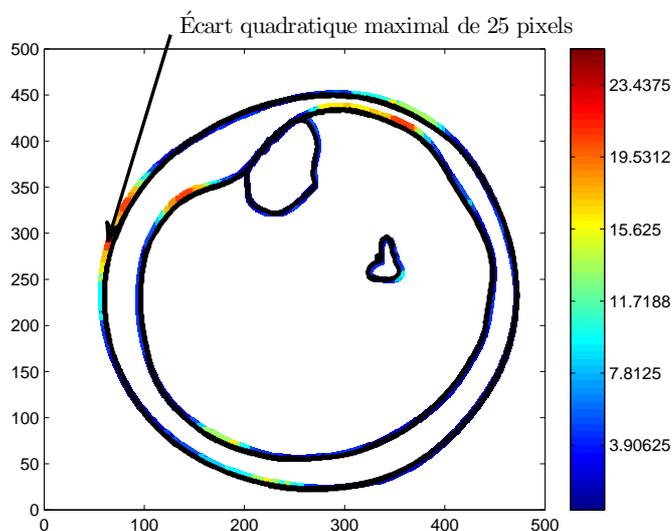


Figure 9.7 – Écart quadratique entre les contours pour les paramètres [12 11,5 89,6 71,9]

Étant donné la difficulté rencontrée à minimiser la fonction coût, il semble opportun d'utiliser des intervalles plutôt que des valeurs uniques. En effet, la pixelisation peut être invoquée comme raison à cette difficile minimisation, mais plus globalement un certain nombre d'erreurs s'accumulent tout au long du traitement numérique et un intervalle paraît plus représentatif dans ce contexte.

9.5 Discussion

9.5.1 Ordre de grandeur du module de compressibilité

Par les optimisations réalisées, nous avons pu déterminer des intervalles de valeurs pour les paramètres des lois de comportement [Tableau 9.3]. Les valeurs obtenues pour les modules de compressibilités semblent cohérentes avec l'ordre de grandeur attendu. En effet, il est possible, de manière globale, de relier le module de compressibilité à la variation de volume (ΔV) et à la variation de pression (ΔP) par la relation,

$$K = V_0 \frac{\Delta P}{\Delta V}. \quad (9.1)$$

Cette relation est valable dans le cas d'une pression uniforme et d'une évolution isotherme. Dans notre cas, on utilise la pression moyenne appliquée par la contention de 4,24 kPa (d'après le calcul EF). Nous avons vu précédemment [Tableau 5.1] que la variation d'aire pour le port de la chaussette C était de 4,51 %. On estime alors le module de compressibilité équivalent par l'Équation (9.1) à la valeur de 94 kPa. L'ordre de grandeur des modules de compressibilités contenus dans les intervalles identifiés est donc

9. Recalage du modèle numérique de la jambe

cohérent avec celui estimé, malgré le caractère global de l'Équation (9.1)].

Les valeurs obtenues pour les modules de compressibilités sont aussi du même ordre de grandeur que celui observé dans la littérature. Dans [TCET05], l'auteur identifie le module de compressibilité de l'hypoderme à 72 kPa. On rappelle que la borne inférieure de l'intervalle que nous avons défini pour la compressibilité de la graisse est située à 71,3 kPa [Tableau 9.3].

L'ordre de grandeur des modules de compressibilités identifiés est satisfaisant. Il est vérifié d'une part par la littérature et d'autre part par l'estimation globale par l'Éq. (9.1)] et le calcul des aires issues de la segmentation des images.

9.5.2 Analogie avec le coefficient de Poisson

Sous l'Hypothèse des Petites Perturbations (HPP), le coefficient de Poisson est relié aux paramètres du potentiel néo-hookéen par [FT01],

$$\nu = \frac{3K - 4c}{6K + 4c} \quad (9.2)$$

En HPP, les coefficients de Poisson équivalents aux tissus identifiés seraient de 0,46 pour la graisse et 0,36 pour le muscle. Ces coefficients de Poisson sont obtenus pour les paramètres optimaux [3,3 11,5 89,6 71,9]. Compte tenu de cette approximation, valable en HPP, la graisse est un tissu assez peu compressible, alors que le muscle est assez compressible. Le caractère compressible du muscle est en partie dû à la présence de veines à l'intérieur du domaine. Sous l'effet de la contention, celles-ci se compriment afin de faire refluer le sang vers le cœur. L'observation d'une telle compressibilité du muscle est donc en accord avec l'effet qui est attendu de la contention.

9.5.3 Recalage des contours

Il est difficile d'évaluer la qualité de l'identification seulement par la valeur numérique de la fonction coût. On représente alors graphiquement l'écart entre les contours. L'échelle de couleurs correspond à la distance minimale au carré en pixels entre les deux contours (non-déformé initial [Figure 9.1-(a)] et le contour non-déformé issu de la simulation EF). Le contour en couleur correspond au contour non-déformé expérimental (cible) et en noir le contour non-déformé calculé. Ces représentations permettent de préciser la localisation des zones où les contours ne sont pas recalés (superposés). Par exemple sur la [Figure 9.8] obtenue avec les paramètres optimaux [3,3 11,5 89,6 71,9], l'écart maximal entre les contours est de 4,47 pixels, soit un écart quadratique maximal de 20 pixels. Cet écart est obtenu sur le contour coïncidant avec le muscle tibial antérieur [Figure 1.4-(a)]. Les contours coïncidant avec les muscles gastrocnémiens [Figure 1.4-(c)] sont assez bien recalés avec des écarts inférieurs à 2 pixels. Les contours à proximité des "pointes" du muscle soléaire [Figure 1.4-(c)] présentent des difficultés à être recalés avec

III. Recalage du modèle numérique

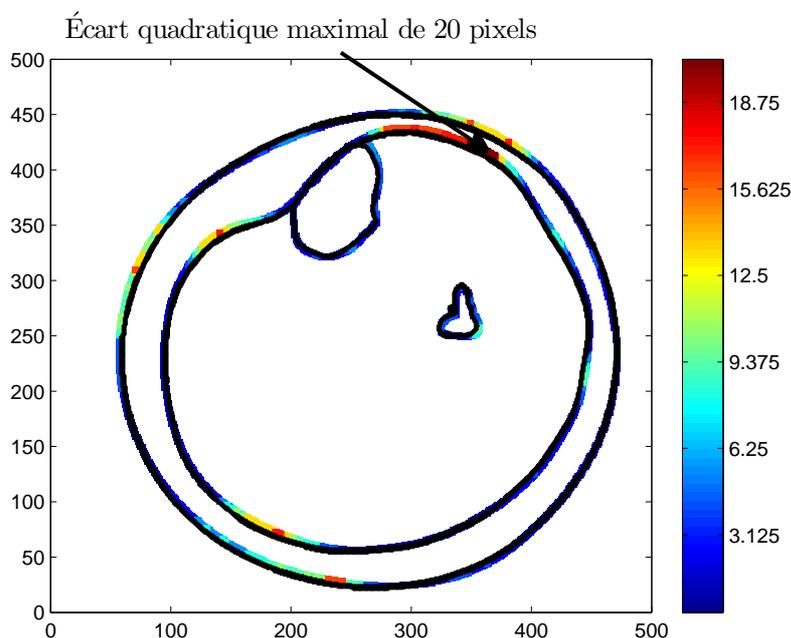


Figure 9.8 – Écart quadratique entre les contours pour la tension initiale

des écarts supérieurs à 3 pixels.

Les origines de ces difficultés de recalage des contours sont probablement les simplifications apportées au modèle numérique. Nous avons d'une part restreint le nombre de paramètres en n'utilisant que des matériaux de type *néo-hookéen* et d'autre part nous n'avons considéré que deux matériaux distincts.

Malgré la simplicité de notre modèle, nous avons pu déterminer des intervalles de valeurs pour les paramètres hyperélastiques des matériaux dont les valeurs semblent cohérentes à la fois avec la littérature et avec l'estimation faite par le calcul des aires.

9.5.4 Influence des intervalles sur le calcul des pressions

Dans l'identification que nous avons réalisée, nous avons défini des intervalles pour les valeurs des paramètres des lois de comportement des matériaux. Nous allons à présent évaluer l'influence de ces intervalles sur la détermination des pressions hydrostatiques dans le mollet.

On génère 30 jeux de paramètres de manière aléatoire compris dans les intervalles précédemment définis [Tableau 9.3]. Pour chacun de ces jeux, on effectue le calcul EF correspondant. Ces calculs nous permettent de déterminer les pressions hydrostatiques. On s'intéresse plus particulièrement aux pressions calculées dans 5 éléments distincts [Figure 9.9] :

9. Recalage du modèle numérique de la jambe

	Moyenne de la série (\bar{p})	Écart type (σ)	Coeff. de variation (C_v en %)
Élément 1	3,42	0,16	4,7
Élément 2	2,74	0,1	3,6
Élément 3	4,42	0,16	3,6
Élément 4	4,15	0,08	1,9
Élément 5	4,32	0,13	3

Tableau 9.5 – Moyennes, écarts types et coefficients de variation des pressions pour les 5 éléments

- **élément 1**, il est choisi pour sa situation dans l'hypoderme à l'endroit où la graisse sous-cutanée est directement en contact avec le tibia.
- **élément 2**, il est choisi pour sa situation entre le système veineux profond et les veines jumelles, à l'endroit où de faibles pressions ont été observées précédemment [Chapitre 6].
- **élément 3**, il est situé à l'endroit où les pressions maximales ont été observées [Chapitre 6].
- **élément 4**, il est situé à proximité de la veine grande saphène.
- **élément 5**, il est situé à proximité de la veine petite saphène.

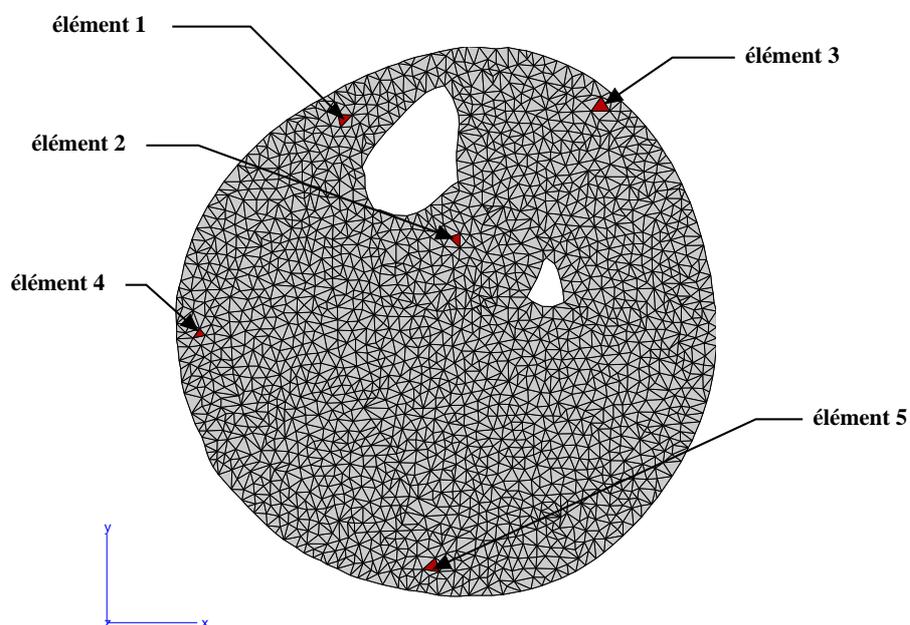


Figure 9.9 – Éléments choisis pour le calcul de la pression hydrostatique.

Les distributions des pressions sont présentées dans l'[Annexe C]. On présente dans le [Tableau 9.5] les moyennes et écarts types pour les 5 séries de valeurs de pressions en

III. Recalage du modèle numérique

chacun des éléments. Par exemple, pour l'élément 1, la moyenne des pressions (\bar{p}) pour les 30 calculs réalisés est de 3,42 kPa et avec un écart type de 0,16 [Tableau 9.5]. On a donc un coefficient de variation (rapport entre l'écart-type et la moyenne) de 4,7%. Le coefficient de variation est inférieur pour les autres points d'observation [Tableau 9.5]. Ainsi, pour des intervalles d'incertitude relativement larges sur les paramètres du modèle mécanique (les C10 et les K sont définis dans des intervalles avec des variations de plus de 20 % par rapport à la valeur centrale), on calcule des pressions avec des coefficients de variation beaucoup plus faibles. L'évaluation des pressions a un effet stabilisateur sur les incertitudes. En observant les distributions présentées dans l'[Annexe C], on peut conclure que les pressions en chacun des points d'observation sont évaluées avec une incertitude située entre 5 et 10%.

9.6 Détermination des pressions internes de la jambe par le modèle numérique

Les intervalles pour les valeurs des paramètres des lois de comportement ayant été définis, il est alors possible de déterminer la répartition spatiale des pressions hydrostatiques à l'intérieur du mollet. On choisit d'utiliser les paramètres optimaux qui ont été déterminés par la minimisation de la fonction coût, soient [3,3 11,5 89,6 71,9].

9.6.1 Transmission des incertitudes

Comme nous l'avons introduit dans le [Chapitre 4], la tension déterminée dans le tricot est soumise à une incertitude de 10 %.

Dans le cas de la tension moyenne, la pression hydrostatique maximale (5 kPa) est obtenue au sommet de la jambe, à l'interface entre la graisse et le muscle [Figure 9.10]. La pression minimale (1,11 kPa) est obtenue sur le contour du tibia. On remarque la démarcation des deux matériaux due probablement à la faible valeur de c_g par rapport à c_m .

Pour faciliter l'interprétation, nous avons utilisé les mêmes échelles de couleurs pour la présentation de la répartition des pressions hydrostatiques. Lorsqu'on effectue le calcul EF avec une tension supérieure de 10 % à la tension moyenne, la pression maximale obtenue est de 5,36 kPa [Figure 9.11], soit inférieure à la pression maximale obtenue dans le cas précédent majorée de 10 % (5,5 kPa). La relation entre la pression appliquée et la pression hydrostatique maximale n'est donc pas linéaire. La relation est dépendante des paramètres des lois de comportement. Cette remarque appuie la nécessité de déterminer les lois de comportement des tissus pour la prescription de contentions. Lors du calcul des pressions hydrostatiques avec la tension moyenne minorée de 10 % [Figure 9.12], on observe une pression maximale de 4,9 kPa, soit de 2 % inférieure à la pression maximale obtenue par l'application de la tension moyenne [Figure 9.10].

L'incertitude de 10 % sur la détermination de la tension dans le tricot entraîne des variations dans le calcul des pressions hydrostatiques. Pour évaluer l'incertitude sur le

9. Recalage du modèle numérique de la jambe

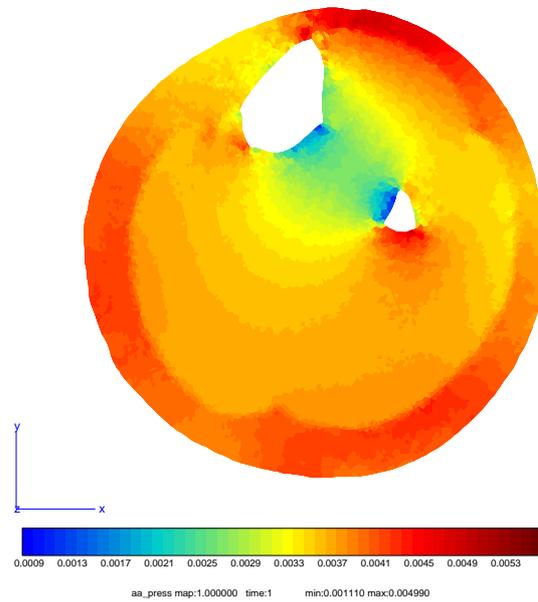


Figure 9.10 – Pression hydrostatique obtenue sous la tension moyenne

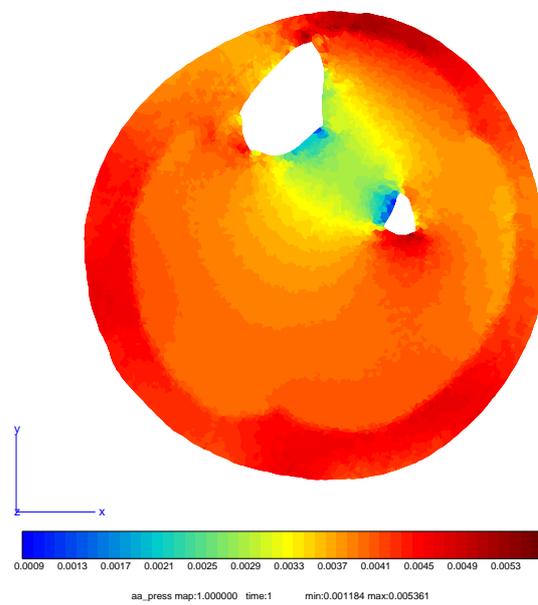


Figure 9.11 – Pression hydrostatique obtenue sous la tension moyenne majorée de 10 %

III. Recalage du modèle numérique

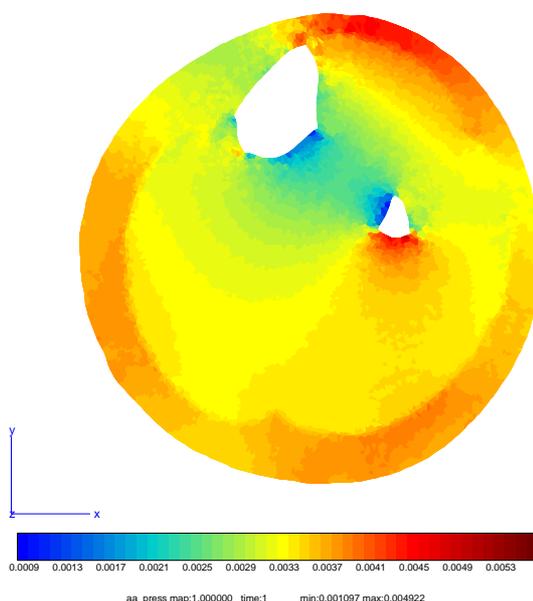


Figure 9.12 – Pression hydrostatique obtenue sous la tension moyenne minorée de 10 %

	Tension moyenne	Tension majorée de 10 %		Tension minorée de 10 %	
	Pression (kPa)	Pression (kPa)	Écart (%)	Pression (kPa)	Écart (%)
Élément 1	3,4	3,77	11	2,94	14
Élément 2	2,72	2,95	8,4	2,46	9,5
Élément 3	4,38	4,66	6,4	4,13	5,7
Élément 4	4,15	4,48	8	3,74	10
Élément 5	4,28	4,71	10	3,83	10,5

Tableau 9.6 – Pressions hydrostatiques calculées pour les éléments définis soumis à une incertitude de 10 %

calcul des pression, on s'intéresse aux variations de pression engendrées par l'application d'une tension majorée ou minorée de 10 %. On calcule alors les pressions dans les éléments utilisés précédemment [Figure 9.9] en tenant compte de l'incertitude liée à la caractérisation des tricots. L'application d'une tension supérieure de 10 % à la tension moyenne n'implique pas systématiquement une majoration de 10 % de la pression hydrostatique. D'ailleurs pour la pression la plus élevée (élément 3), l'écart n'est que de 6,4 % et 5,7 %. Pour la pression la plus faible (élément 2) l'écart est alors de 8,4 % et 9,5 %. La relation entre la tension appliquée et la pression hydrostatique n'est donc pas proportionnelle. Pour l'élément 1, on observe même des écarts supérieurs à 10 %, probablement dus à l'absence de muscle entre la graisse sous-cutanée et le tibia.

Pour les trois cas de tension présentés, la répartition spatiale est identique à l'amplitude près. Les pressions minimales sont obtenues dans la zone inter-osseuse. On observe

9. Recalage du modèle numérique de la jambe

une zone de fortes pressions sur la partie basse de la *fibula*. Compte tenu des différences de pressions observées entre la graisse et le muscle, il semble que la graisse "absorbe" une partie des pressions. Il sera donc nécessaire de préciser l'influence de la graisse sur la transmission des pressions dans une étude à venir.

Compte tenu des écarts obtenus dans le calcul des pressions hydrostatiques [Tableau 9.6], on peut admettre qu'il est possible de déterminer les pressions dans le mollet à 10 % près.

9.6.2 Répartition des pressions pour les différentes chaussettes

À présent, nous avons un modèle numérique permettant d'évaluer les pressions internes au mollet. Nous allons donc utiliser ce modèle avec les paramètres optimaux [3,3 11,5 89,6 71,9] pour déterminer les pressions internes sous les contentions des chaussettes A et B [Figure 9.14]. La répartition des pressions hydrostatiques présentée précédemment correspondait à la contention de la chaussette C [Figure 9.13].

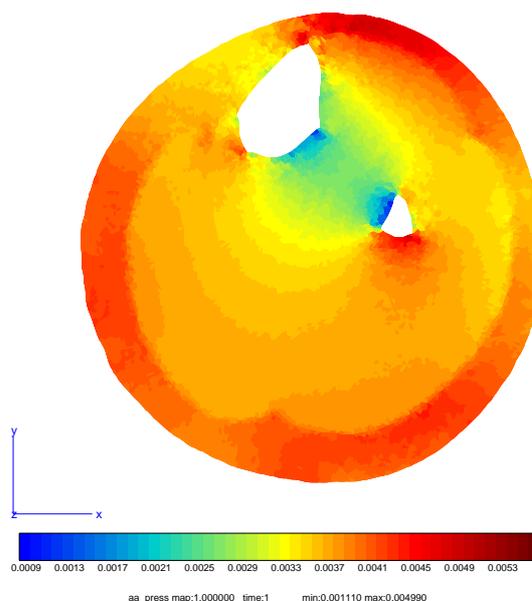


Figure 9.13 – Pression hydrostatique sous la contention de la chaussette C

La chaussette délivrant la pression la plus faible est la chaussette B, qui génère une pression maximale dans le mollet de 4,7 kPa. La chaussette A délivre quant à elle une pression maximale de 5,7 kPa. Comme nous l'avons présenté précédemment, la chaussette C génère une pression maximale de 5 kPa dans le mollet. Les répartitions spatiales des pressions hydrostatiques sont identiques au rapport entre les pressions près.

On s'intéresse alors aux pressions hydrostatiques calculées dans les 5 éléments définis [Figure 9.9]. On observe que la pression maximale est délivrée par la chaussette A et que la pression minimale est délivrée par la chaussette B.

III. Recalage du modèle numérique

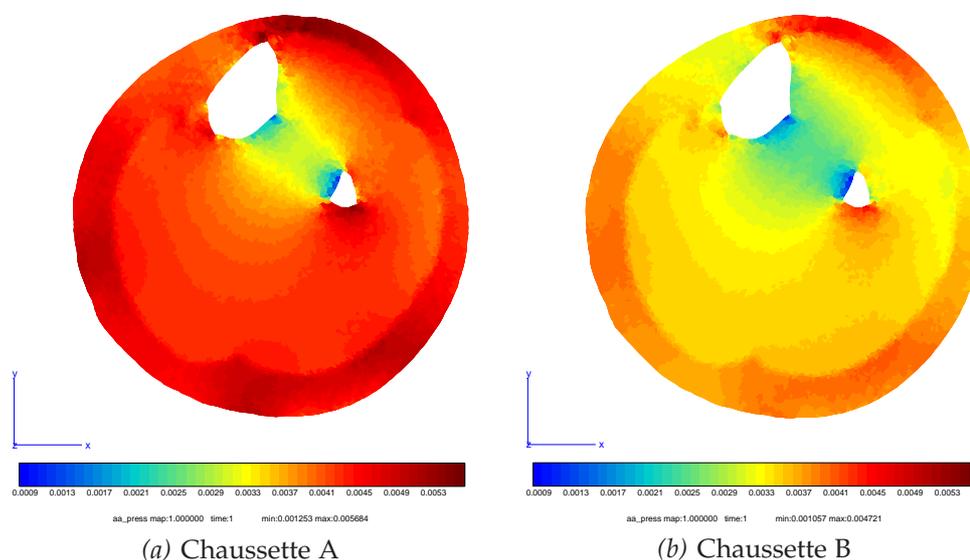


Figure 9.14 – Pression hydrostatique sous les contentions des chaussettes A et B

	Pressions					
	Chaussette C		Chaussette A		Chaussette B	
	en kPa	en mmHg	en kPa	en mmHg	en kPa	en mmHg
Élément 1	3,4	25,5	3,65	23,4	2,41	10,1
Élément 2	2,72	20,4	2,88	21,6	2,24	16,8
Élément 3	4,38	32,9	4,59	34,4	4,07	30,5
Élément 4	4,15	31,1	4,39	32,9	3,21	24,1
Élément 5	4,28	32,1	4,57	34,3	3,4	25,5
Pression prescrite	3,33	25	2,4	18	2,67	20

Tableau 9.7 – Pressions hydrostatiques calculées pour les éléments définis sous les différentes contentions considérées

9. Recalage du modèle numérique de la jambe

Dans le calcul des pressions, deux sources d'incertitudes sont présentes. D'une part, la caractérisation des tricots engendre une incertitude de l'ordre de 10 % sur la tension à appliquer et donc sur les pressions calculées. D'autre part, l'identification des propriétés mécaniques, par la définition d'intervalles pour les paramètres, nous permet de calculer la pression à 10 % près. En considérant ces deux types d'incertitude, il est possible de calculer les pressions internes au mollet avec une incertitude de l'ordre de 20 %.

9.7 Conclusion

Dans ce chapitre finalisant l'étude menée, nous avons présenté l'identification des paramètres des lois de comportement qui a abouti à la définition d'intervalles de valeurs pour ces paramètres. Ces intervalles ont été justifiés par les calculs de pressions hydrostatiques en certains éléments du domaine pour des jeux de paramètres définis aléatoirement. Le domaine d'incertitude lié à l'utilisation d'intervalles est de l'ordre de 10 %.

La détermination des paramètres des lois de comportement avait pour but d'être en mesure, par un modèle numérique, de calculer l'ensemble des pressions hydrostatiques à l'intérieur du mollet. Ces calculs nous ont permis de voir que le domaine d'incertitude de 10 % autour de la valeur de la tension moyenne [Figure 4.13] conduit à une incertitude variable selon les points géométriques considérés mais que nous avons néanmoins admis comme étant de l'ordre de 10 %.

Le modèle numérique alors proposé est utilisé pour l'évaluation des pressions sous différentes contentions. En considérant l'incertitude de 20 % (somme des deux sources d'incertitude), on peut alors donner des intervalles de pressions moyennes comparées à celles annoncées par BVSport[®] [Tableau 9.8]. Les relations entre les pressions ap-

	Pression moyenne		Pression annoncée	
	en kPa	en mmHg	en kPa	en mmHg
Chaussette A	4 – 4,67	30 – 35	2,4	18
Chaussette B	3,07 – 3,87	23 – 29	2,67	20
Chaussette C	3,33 – 4	25 – 30	3,33	25

Tableau 9.8 – Pressions moyennes et pressions annoncées par BVSport[®]

pliquées par les différentes chaussettes et pour ce patient unique ne suivent pas celles annoncées par BVSport[®] [CPF+02]. La chaussette A génère dans notre cas une pression moyenne supérieure à celle des chaussettes B et C.

Comme nous l'avons évoqué précédemment, il sera nécessaire d'établir une relation entre la proportion des tissus dans le mollet et la pression transmise à ces mêmes tissus. L'élaboration de la méthode d'identification de manière totalement atraumatique et non-invasive permettra à l'avenir de conduire une étude clinique sur de nombreux patients ayant des morphotypes différents et ainsi caractériser de manière plus approfondie l'influence de la proportion des tissus sur leurs réponses à une sollicitation telle que la contention.

Un point n'a pas été abordé dans ce chapitre : l'influence sur l'identification des paramètres hyperélastiques de l'incertitude sur la tension du tricot. Ce point constitue une question ouverte à laquelle il serait intéressant de répondre à l'avenir. Il est raisonnable de penser que l'incertitude sur la tension du tricot va influencer l'identification des paramètres hyperélastiques de manière proportionnelle. En effet, la cinématique d'une

9. Recalage du modèle numérique de la jambe

déformation mécanique élastique est uniquement pilotée par les rapports entre rigidités (dans le cas linéaire ou quasi-linéaire, comme ici). Dans le cas de cette étude, la cinématique de la déformation de la jambe est bien recalée grâce à l'appariement des contours d'images et ne dépend donc pas de la valeur numérique de la tension considérée dans la chaussette de contention. Ainsi, les rapports entre paramètres hyperélastiques identifiés ne sont pas affectés en théorie par l'incertitude sur la tension de la chaussette. Cela veut dire que si une erreur est introduite dans la valeur de tension du tricot, les paramètres hyperélastiques identifiés seront tous affectés par le même coefficient multiplicatif. Ainsi, une sur-estimation ou une sous-estimation de 10 % de la tension dans le tricot engendrera une sur-estimation ou une sous-estimation de 10% des quatre paramètres élastiques identifiés. Etant donné que les paramètres hyperélastiques ont été identifiés dans des intervalles d'une largeur pouvant aller jusqu'à 50% de la valeur centrale, on peut considérer que l'influence de l'incertitude concernant la tension du tricot est du second ordre. Cela resterait toutefois à confirmer par de nouveaux calculs. Un autre point essentiel concerne néanmoins la validité de la loi de Laplace, qui touche à l'incertitude de la distribution des pressions appliquées par la chaussette. Ce point d'incertitude comme les autres justifie bien la prévision par notre modèle d'un encadrement des pressions internes de la jambe plutôt qu'une valeur unique.