

Pression théorique et pression mesurée in situ des bas médicaux de compression : Apport de l'imagerie médicale et des techniques de simulations numériques

Jean-François Uhl, Sylvain Drapier, Issam Gaeid, Bertrand Lun

► To cite this version:

Jean-François Uhl, Sylvain Drapier, Issam Gaeid, Bertrand Lun. Pression théorique et pression mesurée in situ des bas médicaux de compression : Apport de l'imagerie médicale et des techniques de simulations numériques. -Phlébologie, 2005, 58 (2), pp.131-138. emse-00497910

HAL Id: emse-00497910

<https://hal-emse.ccsd.cnrs.fr/emse-00497910>

Submitted on 12 Aug 2010

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.

27 jan 05
Version 15

Auteurs

Dr JF Uhl, jf.uhl@wanadoo.fr

Centre de chirurgie vasculaire, 113 av. Charles de Gaulle 92200 Neuilly-sur-Seine

Pf Sylvain Drapier, drapier@emse.fr

Département Biomatériaux et Mécanique, centre Ingénierie et Santé, ENS Mines de St Etienne, 158 cours Fauriel 42023 St Etienne Cedex 2

I Gaied, gaied@emse.fr

ENS Mines de St Etienne, 158 cours Fauriel 42023 St Etienne Cedex 2

B Lun, bertrand.lun@ganzoni.com

GANZONI France, 42176 St Just St Rambert

Titre :

Pression théorique et pression mesurée *in-situ* des Bas Médicaux de Compression (BMC): apport de l'imagerie médicale et des techniques de simulations numériques.

Mot clés Bas médicaux de compression, évaluation de la pression, simulation numérique

RESUME

La compression est une action à caractère mécanique dont l'efficacité thérapeutique est reconnue pour traiter les maladies veineuses et les dérèglements du système lymphatique. Pourtant, son mode d'action est, aujourd'hui encore, peu connu, bien que le concept soit simple puisque les pressions de compression résultent de l'équilibre mécanique entre le membre et l'article de compression.

La méthodologie adoptée dans cette étude s'appuie sur les outils de simulation numérique répandus dans le domaine de la mécanique, tels que le logiciel ABAQUS®. La connaissance du comportement des articles de compression, autant que celle de la géométrie de la jambe sont nécessaires à ces simulations.

Dans un premier temps, la géométrie réelle des jambes est déterminée en traitant des images issues d'une acquisition par scanner hélicoïdal. Ensuite, le comportement mécanique des bas médicaux de compression (BMC) est caractérisé, puis des simulations numériques sont conduites afin de déterminer la topographie des pressions de compression qui s'exercent sur les sections d'une jambe. Afin de valider l'approche envisagée dans un cadre simplifié (abstraction des propriétés visco-élastiques de la peau), les travaux sont effectués sur une jambe modèle en plastique moulée sur une jambe humaine vivante. Enfin, des mesures de pression *in-situ* avec l'appareil SIG aT sont réalisées sur cette jambe modèle; elles permettent de recouper les pressions simulées, mais également de valider le capteur SIG aT utilisé ici.

Abstract:

Compression is a mechanical action which therapeutical efficiency is recognized for the treatment of venous diseases and lymphatic disorders. However, even if the concept is simple as compression pressures result from the mechanical balance between the limb and the compression garment, the exact mecanism and topography of the compression are not not well known. The methodology of this paper is based on digital simulation tools widely used in the field of mechanics, the ABAQUS® software. The knowledge of compression garments' behaviour and of the leg's geometry are necessary for these simulations.

A spiral CT-scan is initially used to determine the actual geometry of the legs. The constitutive law of the compression garment is then characterized. Finally, in order to determine the topography of the compression pressures exerted on sections of a leg, digital simulations are carried out .

In order to validate the considered approach in a simplified framework (abstraction of the visco-elastic properties of the skin), the work is conducted on a plastic model-leg moulded on a live human leg. Finally, *in-situ* pressure measurements are conducted on the model-leg with the SIGaT device. They allow to cross-check the simulated pressure values, but also to validate the SIGaT sensor used in this study.

I. INTRODUCTION

I.1 Phénomène de la compression par Bas Médicaux de Compression (BMC):

I. 1.1 Définition de la pression théorique des BMC

Les BMC [1] sont caractérisés par leur aptitude à produire un niveau de pression de contact sur un membre. Le principe est basé sur la dépose d'un matériau plus ou moins élastique en extension sur le membre. La pression ainsi engendrée est exprimée en mmHg (ou en hPa, avec la relation $1 \text{ mmHg} = 1,33 \text{ hPa}$)

En France, les BMC sont catégorisés en classes de compression

Classe 1 13 à 20 hPa (10 à 15 mmHg)

Classe 2 20,1 à 27 hPa (15 à 20 mmHg)

Classe 3 27,1 à 48 hPa (20 à 36 mmHg)

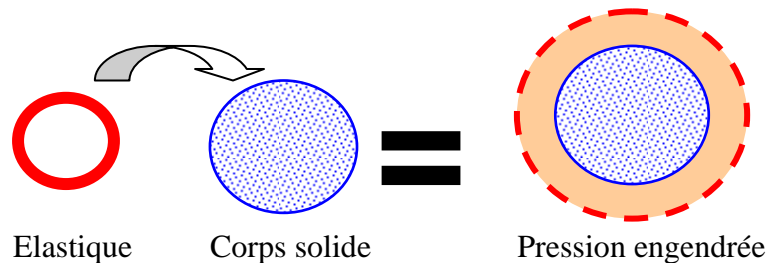
Classe 4 au-delà de 48hPa (plus de 36 mmHg)

De façon conventionnelle (et cela tant sur le plan national qu'international), ces mmHg ou hPa sont déterminés en utilisant le principe de raisonnement suivant :

On met en extension un anneau élastique pour venir le déposer sur un corps solide de section circulaire; la pression ainsi engendrée est répartie de façon homogène sur toute la périphérie du corps (Figure 1)

Figure 1.

Dépose d'un anneau élastique sur un corps solide



L'intensité de la pression est déterminée par la loi de Laplace qui établit que

$$P = T / R$$

Avec

P étant la pression résultante exprimée en hPa

T étant la force de rappel de l'anneau élastique en extension, exprimée cN/cm

R étant le rayon du corps solide exprimé en cm

Pour un corps de section circulaire, le rayon étant unique et constant sur toute la périphérie, la tension de l'anneau est également supposée constante, on obtient une répartition homogène de la pression sur toute la périphérie du corps.

Ce principe permet, aux différents intervenants concernés par les BMC, d'avoir une base simple de compréhension et d'utiliser un langage commun.

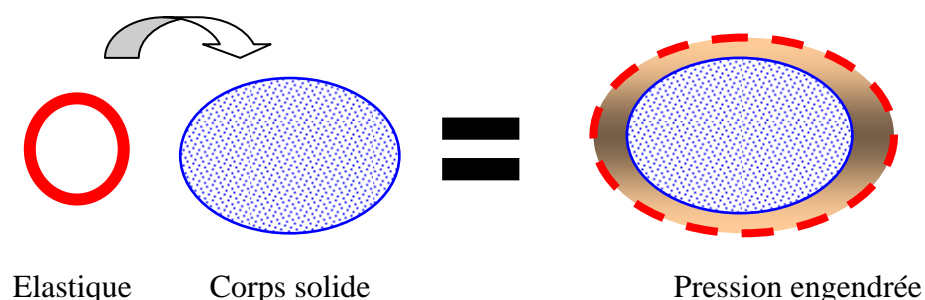
La pression des BMC ci-dessus définie est la **pression théorique**.

En réalité la section d'un membre est loin d'être circulaire, par conséquent le modèle envisagé précédemment n'est plus tout à fait exact.

Ainsi comme le montre la figure 2, quand la section du corps solide est elliptique (et non circulaire), la pression engendrée par la dépose d'un anneau élastique, est répartie de façon non homogène sur la périphérie du corps. La pression la plus élevée se trouve dans la zone du plus petit rayon.

Figure 2.

Dépose d'un anneau élastique sur un corps solide de section elliptique

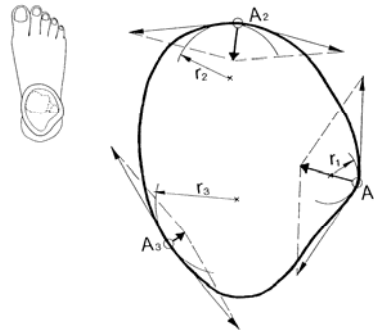


I.1.2 Réalité de la morphologie de la jambe humaine :

Quand on observe de près la morphologie d'une jambe, on constate que la section droite d'un membre n'est pas tout à fait circulaire. Depuis toujours, nous savons que le rayon de courbure locale d'une tranche d'un membre varie d'un endroit à un autre. Ce phénomène a été souvent décrit sans être pour autant quantifié et les conséquences qui en découlent n'ont pas été non plus mises en évidence (Figure 3).

Figure 3

Schéma d'une coupe de cheville (Doc du Pf Blazek RWTH / D-Aachen)



A partir de ces considérations, nous réalisons que le phénomène de la pression réellement exercée est loin d'être simple quand on ne se contente plus de la version simplifiée de la loi de Laplace représentée sur la figure 1.

Afin d'obtenir les paramètres morphologiques exacts du membre humain (Figure 4), une des solutions possibles est la modélisation 3D au moyen d'un scanner médical [2]

Figure 4.

Analyse morphologique d'une section du mollet



Séance de Scanner



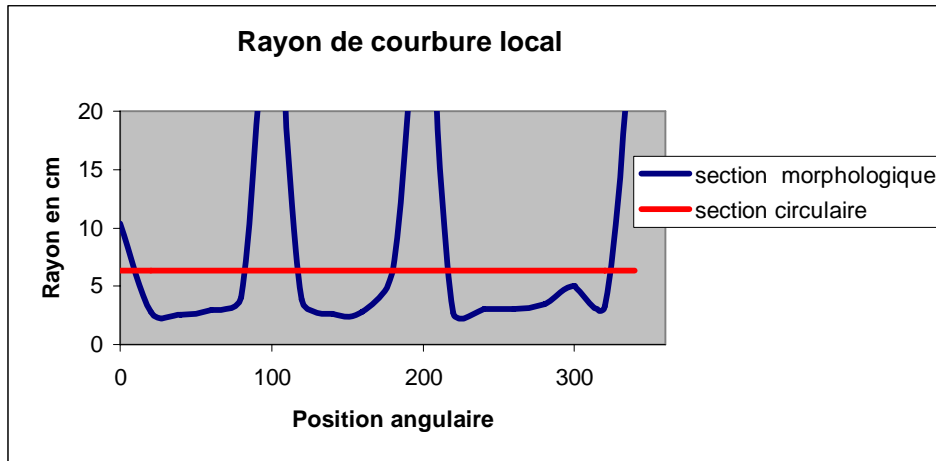
Image brute du mollet
Extraite du scanner



Traitement d'image
Détermination du contour

Dans le cas ci-dessus, il s'agit d'une coupe de mollet ayant 38cm de circonférence. Si la section du membre était parfaitement circulaire, on aurait un rayon de courbure constant de 60,5mm. En fait, si on partageait la circonférence du mollet en 20 arcs, chaque arc aurait un rayon de courbure local différent comme le montre la figure5.

Figure. 5
 Comparaison des Rayons de Courbure Locaux morphologiques avec le Rayon de Courbure Théorique (si la section était circulaire)



I.1.3 Conséquence sur la mesure directe de la pression d'interface

La pression théorique définie en I.1.1 est évaluée en utilisant un dynamomètre; ceci est utilisé pour le service de contrôle-qualité en laboratoire lors de la production industrielle des BMC. Toutefois dans le cadre d'une étude clinique, l'évaluation instantanée de la pression effective peut se faire par une mesure de pression directe d'interface, en plaçant un capteur entre le BMC et la peau ; cet appareil étant beaucoup moins encombrant et plus simple à manipuler que le dynamomètre. Les critères essentiels d'un tel capteur, dans le cas de notre application, sont ses capacités à s'adapter aux contours morphologiques et à prendre en compte les propriétés visco-élastiques de la peau.

Plusieurs appareils sont disponibles; nous avons choisi le principe du Pf Blazek dont la conception nous semble la plus pertinente. Nous y avons apporté des développements en instrumentation pour obtenir un outil répondant totalement aux besoins de nos travaux de recherche. Dans la suite de cet article, cet appareil de mesure est désigné par l'appellation SIG aT [3].

I.2 Technique de mesure in-situ de la pression de compression

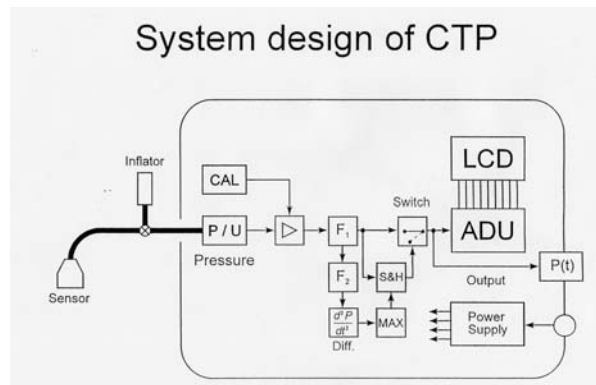
I.2.1. Instrument SIG aT (SIGVARIS INTERFACE PRESSURE GAUGE Advanced Tester)

Figure. 6

Appareil de mesure de pression d'interface SIG aT



Appareil SIGaT
 Tous droits réservés à GANZONI/SIGVARIS



Principe de détection du Pf Blazek

Fonctionnement : une pochette en plastique de taille 5x6cm² est insérée entre la peau et le BMC. On injecte 5 ml d'air (P.atm) dans le système. Lorsque la pression dans le système (donc dans la pochette) est équivalente ou supérieure à la pression d'interface exercée par le BMC, à ce moment la pochette commence à soulever le tricot du BMC. L'appareil détecte et enregistre cette pression qui est « égale ou légèrement supérieure » à la pression d'interface locale.

I.2.2 Série de mesures

En accord avec la conclusion du §1.2, on a placé un capteur SIGaT sur le mollet d'un volontaire, dont la jambe avait été scannée. Nous avons choisi l'emplacement du capteur de sorte que le rayon de courbure local morphologique soit proche de 60 mm (rayon de courbure local théorique)

Avec l'article SIGVARIS Coton 2, la pression d'interface au niveau du mollet mesurée (moyenne de 10 mesures consécutives) est de 18hPa +/- 1,5hPa ; ce qui correspond bien à un produit en haut de classe II (20-27 hPa à la cheville) avec une dégressivité de 70% au mollet.

I.2.3. Vers une topographie réelle de la pression :

La valeur d'une mesure de pression directe n'est exploitable que si on place le capteur à un endroit judicieux. Que se passerait-il si on plaçait autrement le capteur ou si le capteur avait une autre configuration dimensionnelle? Afin d'y apporter une réponse concrète et de mettre à jour l'état de l'art des méthodes d'évaluation des mmHg des BMC, nous faisons appel aux techniques de simulations numériques utilisées dans le domaine de la mécanique. Ces travaux ont été réalisés, dans le cadre d'une thèse [4], avec le concours de Mr S. Drapier, professeur au département Mécanique et Matériaux ¹ de l'Ecole Nationale Supérieure des Mines de St Etienne (ENS Mines St Etienne)

¹ Maintenant au département Biomatériaux et Mécanique, center Ingénierie et Santé, même institution

II. EVALUATION DES mmHg SELON L'APPROCHE « ELEMENTS FINIS »

II.1 MATERIEL et METHODES

Le but est d'une part de procéder à une série de mesures expérimentales *in-situ* avec plusieurs capteurs SIG aT placés à une même hauteur de la jambe, par exemple le mollet, et à des positions angulaires différentes, et d'autre part d'en comparer les résultats avec les valeurs obtenues par des simulations numériques avec le logiciel ABAQUS® [5].

Comme nous pouvons le constater sur la figure 3, le contour d'une section d'un membre peut être associé à une géométrie définie par une succession de zones ayant chacune un rayon de courbure spécifique. Ainsi dans la première étape de notre démarche, nous allons valider l'application la loi de Laplace (Figure 1) au cas de la dépose d'un matériau élastique, dont les propriétés sont au préalable déterminées (Figure 7), sur un corps solide avec un seul accident de forme et possédant deux rayons de courbure (Figure. 11).

Ainsi, en généralisant ce cas d'une forme à deux rayons de courbure, nous allons passer au cas de formes plus complexes, par exemple le genou (Figure 12). Toutefois, dans la plupart des cas d'études cliniques, l'investigation se focalise sur des endroits du membre ayant un contour moins accidenté, par exemple la cheville, le mollet ou la cuisse. Un exemple de simulation de la distribution de pression sur la périphérie du mollet est donnée en figure 13

II.2 Mesures expérimentales

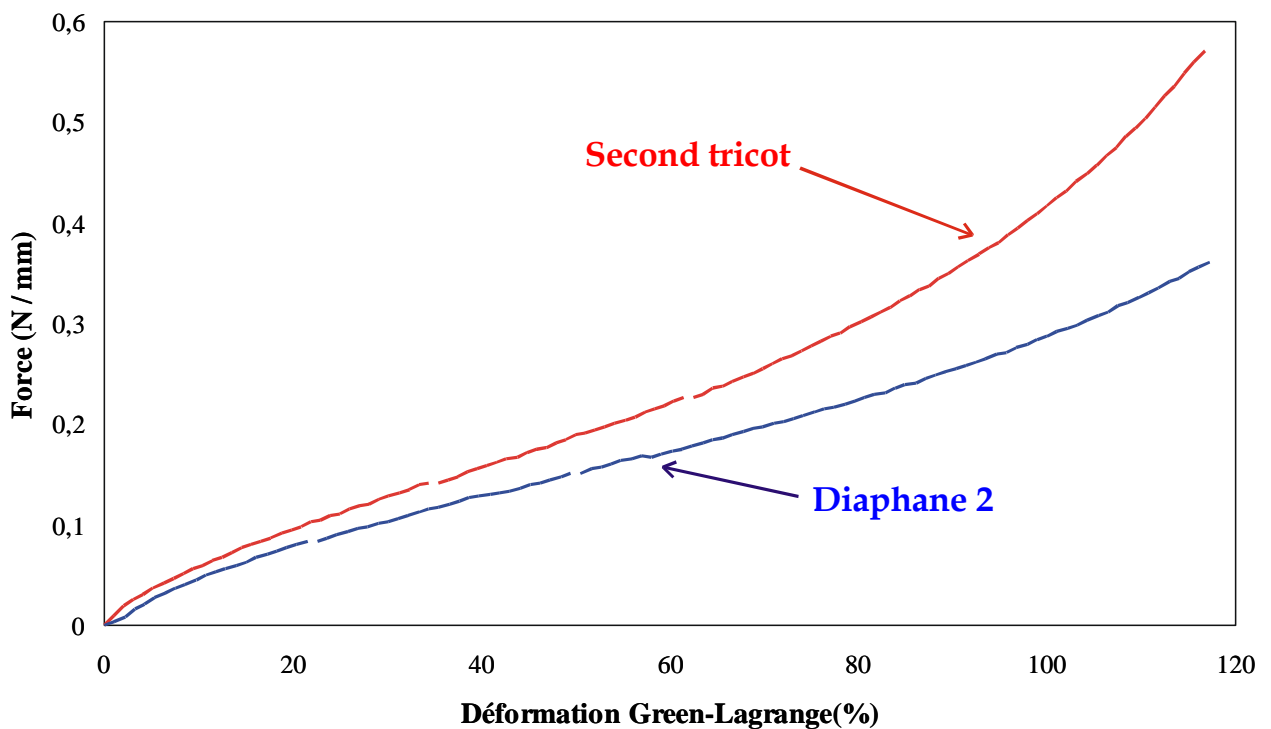
II.2.1 Protocole des essais expérimentaux

II.2.1.1 Caractérisation des tricots

Afin de cerner le comportement mécanique du tricot, on procède à la caractérisation de ce matériau. Cette opération consiste à imposer des déformations connues (allongement) et à mesurer les conséquences qui en découlent (force engendrée). La relation de cause à effet est décrite par une courbe (Figure 7)

Figure 7

Réponse unidirectionnelle sens trame des tricots utilisés dans cette étude.



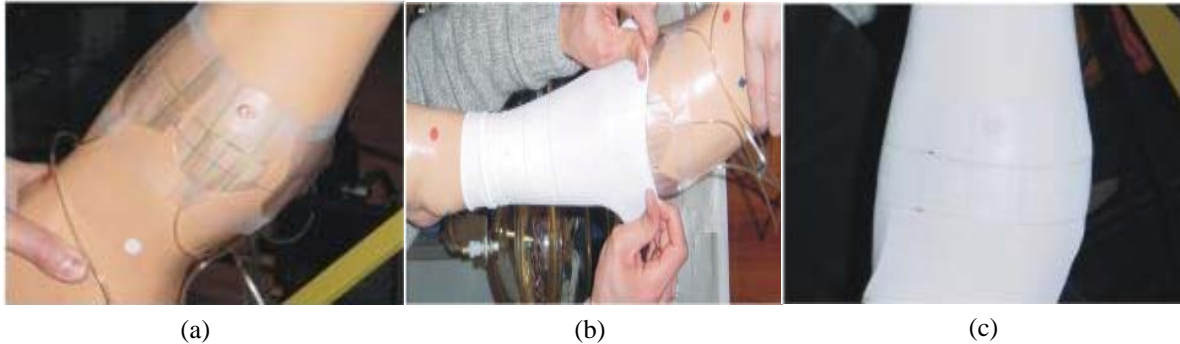
Les paramètres obtenus avec l'essai serviront ultérieurement dans la phase de modélisation et de simulation

II.2.1.2 Mesure de pression *in-situ*

Comme le montre la figure 8-b, les capteurs de pression sont placés entre la jambe et le BMC. Afin d'éviter les aléas de mesures inhérents aux conditions expérimentales, nous effectuons plusieurs mesures simultanées en plaçant le maximum de capteurs à différentes positions angulaires au niveau de la section d'étude sélectionnée figure 8-a. Par ailleurs, pour figer le paramètre de l'extension longitudinale du BMC, nous avons créé des repères comme l'indique la figure 8-c pour reproduire les conditions d'essais similaires pour chaque série de mesures.

Figure 8 :

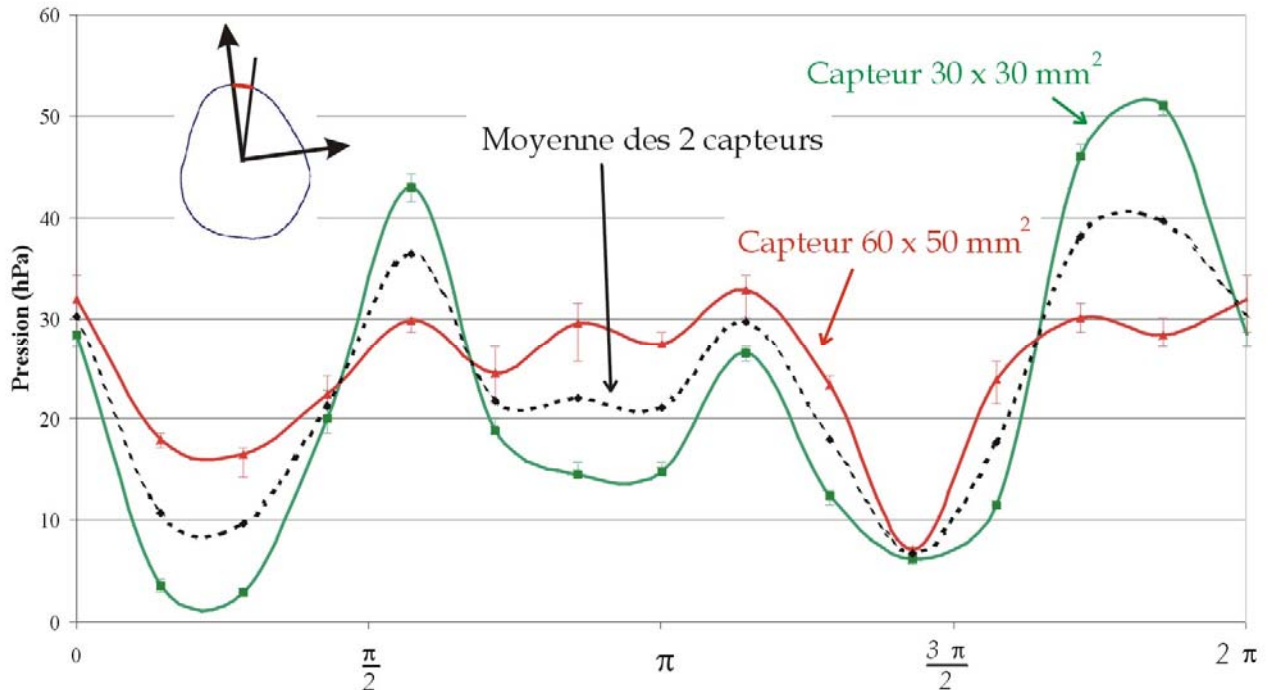
Étapes de mesure au niveau du mollet : (a) placement et fixation des capteurs (b) enfillement du bas (c) état final



II.2.1.3. Présentation et interprétation des résultats expérimentaux

Nous avons consigné sur la figure 9 un exemple des variations de pression moyennes obtenues en fonction de la position angulaire au niveau du genou. En premier lieu, il apparaît évident que la compression n'est pas constante le long de la circonférence de la section. Individuellement, les séries de mesure présentent des dispersions faibles, comme le montrent les barres verticales représentant les valeurs extrêmes mesurées. En ce qui concerne la comparaison des valeurs données par les deux tailles de capteurs, on peut voir que la tendance est généralement la même. L'écart entre les deux séries est d'autant plus marqué que la géométrie est accidentée. Cet écart peut certainement s'expliquer par le fait que la pression mesurée n'est pas une valeur ponctuelle, mais résulte en fait de l'intégration de la pression sur la surface du capteur, d'où l'importance de sa taille selon l'échelle d'investigation. Par ailleurs, il faut rappeler que la jambe est en réalité tridimensionnelle, la courbure longitudinale aura donc une influence sur les valeurs relevées, d'autant plus marquée que la taille du capteur est importante. Par la suite, nous allons considérer la moyenne des séries de mesures effectuées avec les deux capteurs afin de simplifier les comparaisons avec les résultats des simulations éléments finis, présentés ci-dessous.

Figure 9 :
Évolution de la pression mesurée au niveau du genou en fonction de la position angulaire (tricot Diaphane 2, les barres indiquent les min et max des séries de 10 mesures).



II.3 Simulation du port d'un bas médical de compression

Après avoir mesuré les pressions de compression sur la jambe modèle, nous allons mettre en œuvre une méthodologie permettant de prévoir les distributions de pressions. Ces simulations s'appuient sur une méthode bien connue en mécanique, il s'agit de la méthode des éléments finis. Cette méthode numérique consiste à discrétiser le problème continu de l'équilibre mécanique (equation 1) pour le résoudre comme la somme de sous-problèmes discrets plus simples.

$$\vec{\text{div}}(\underline{\underline{\sigma}}) + \vec{f} = \rho \gamma, \quad (\text{Equation 1})$$

avec $\underline{\underline{\sigma}}$ le tenseur des contraintes de Cauchy qui dépend des déformations via la loi de comportement du milieu

(dans notre cas celle présentée sur la figure 7), \vec{f} les forces de volume et ρ et γ respectivement la masse volumique du milieu et l'accélération subie dans le cas de la dynamique.

Ce type de méthode se rapproche de collocations par sous-domaines dans la méthode des résidus pondérés [5]. Le "découpage" du problème s'appuie sur un maillage de la géométrie en éléments (Figure 10), les inconnues du problème étant alors définies sur chacun de ces éléments. Dans notre cas par exemple, les déplacements solutions sont définis comme la combinaison des déplacements mesurés aux nœuds du maillage (Figure 10). Après convergence de la solution, correspondant à l'équilibre, les forces de contact définies par rapport aux normales (Figure 10) aux éléments sont calculées aux nœuds. Le code de calculs par éléments finis ABAQUS® est utilisé dans sa version implicite.

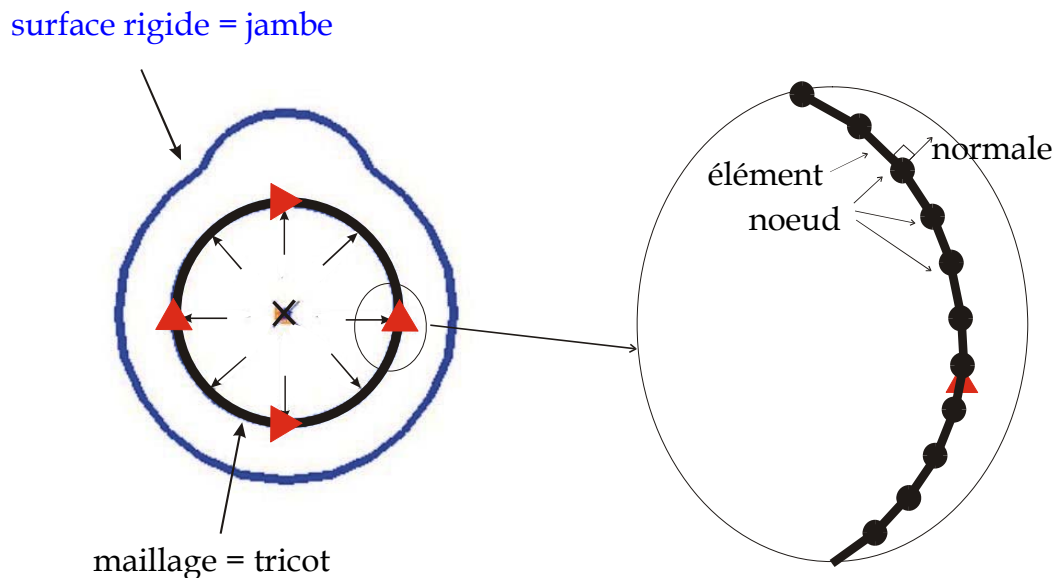
II.3.1 Conditions des simulations

a- Conditions des simulations

La méthode de résolution étant choisie, la géométrie doit être modélisée et simplifiée, pour des raisons de temps de calcul autant que pour donner des solutions de référence fiables. Ces modèles numériques pourront par la suite être affinés et complétés. Dans un premier temps, nous avons traité le cas des sections du genou et du mollet. En effet, le problème principal de ces simulations est de gérer les contacts entre le *BMC* et la jambe qui tendent à introduire des discontinuités fortes, délicates à résoudre numériquement.

Dans notre modèle statique, tel que présenté sur la figure 10, le tricot est modélisé par des éléments finis de poutres de type Lagrange auxquels on associe une loi de comportement élastique non-linéaire en grande déformation identifiée par des essais de traction uniaxiaux. Le calcul se déroule en quatre parties : une première étape consiste à gonfler le tricot, initialement circulaire, en lui appliquant une pression interne figure 10. La deuxième séquence des simulations consiste à créer l'interaction entre le tricot et la jambe (sorte de 'ressorts' permettant de représenter les pressions de contact entre les deux corps) qui est modélisée par un corps parfaitement rigide. Pour ce faire, nous supposons que le contact est parfait et qu'il n'y pas de frottement entre la jambe et le bas. Il est clair que cette approximation ne traduit pas parfaitement la réalité puisque le contact de la structure tricotée avec la peau s'établit en présence de frottements. Néanmoins, cette supposition reste réaliste et admissible dans une première approche. Dans une troisième étape, nous relâchons la pression exercée sur le bas afin que le contact avec la jambe puisse s'établir lorsque le *BMC* tend à retrouver sa dimension initiale. Enfin, nous annulons les conditions aux limites qui étaient imposées pour annuler les mouvements des corps solides. Le cas simple représenté sur la figure 10 permet de valider l'approche.

Figure 10 :
Géométrie modèle pour la simulation du port d'un BMC sur une section de jambe et maillage éléments finis correspondant



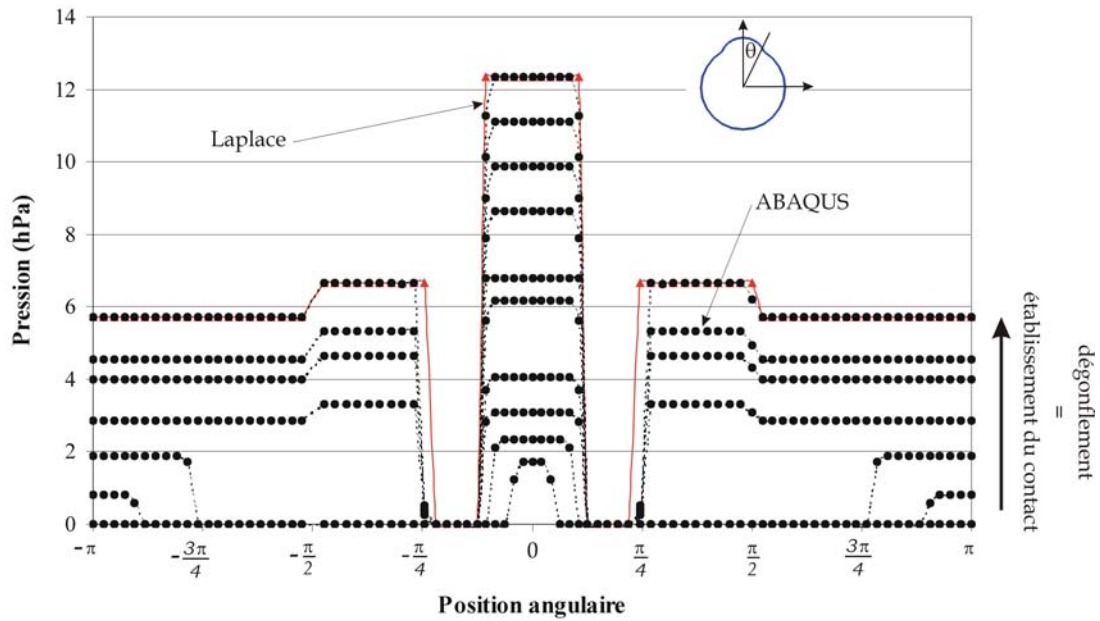
b Validation de la loi de Laplace

Avant d'entamer le calcul sur un profil de jambe réelle, nous avons procédé à une vérification des résultats donnés par ABAQUS® en les comparant avec les valeurs données par la loi de Laplace sur une forme modèle à deux courbures. Rappelons que cette loi très répandue suppose une pression proportionnelle à la tension dans la bande rapportée au rayon local de la jambe.

Pour nos simulations, la loi de comportement utilisée dans ce cas est une loi élastique linéaire. La forme modèle est constituée de deux arcs de cercle de rayons différents. Comme nous pouvons l'observer sur la figure 11, les résultats du calcul sur ABAQUS® sont proches des valeurs calculées en utilisant la loi de Laplace. Par ailleurs, nous arrivons à suivre l'établissement du contact entre les deux corps grâce aux courbes de pression à différentes itérations, *i.e.* différents niveaux de 'dégonflement' du tricot. La partie courbe supérieure entre en contact (de part et d'autre de l'origine), puis le contact s'établit progressivement sur la partie inférieure. Les pressions maximales sont logiquement observées sur le rayon le plus faible, et sont nulles en présence de concavité, où le BMC ne touche pas la jambe. Cet essai simple nous permet de valider nos simulations et de vérifier la fiabilité de notre modèle tout en apportant un outil rationnel permettant de conforter l'utilisation de la loi de Laplace locale.

Figure 11:

Évolution de la pression de compression en fonction de la position angulaire sur un modèle à deux courbures : résultats ABAQUS® et résultats issus de la loi de Laplace pour différents pas de dégonflement.

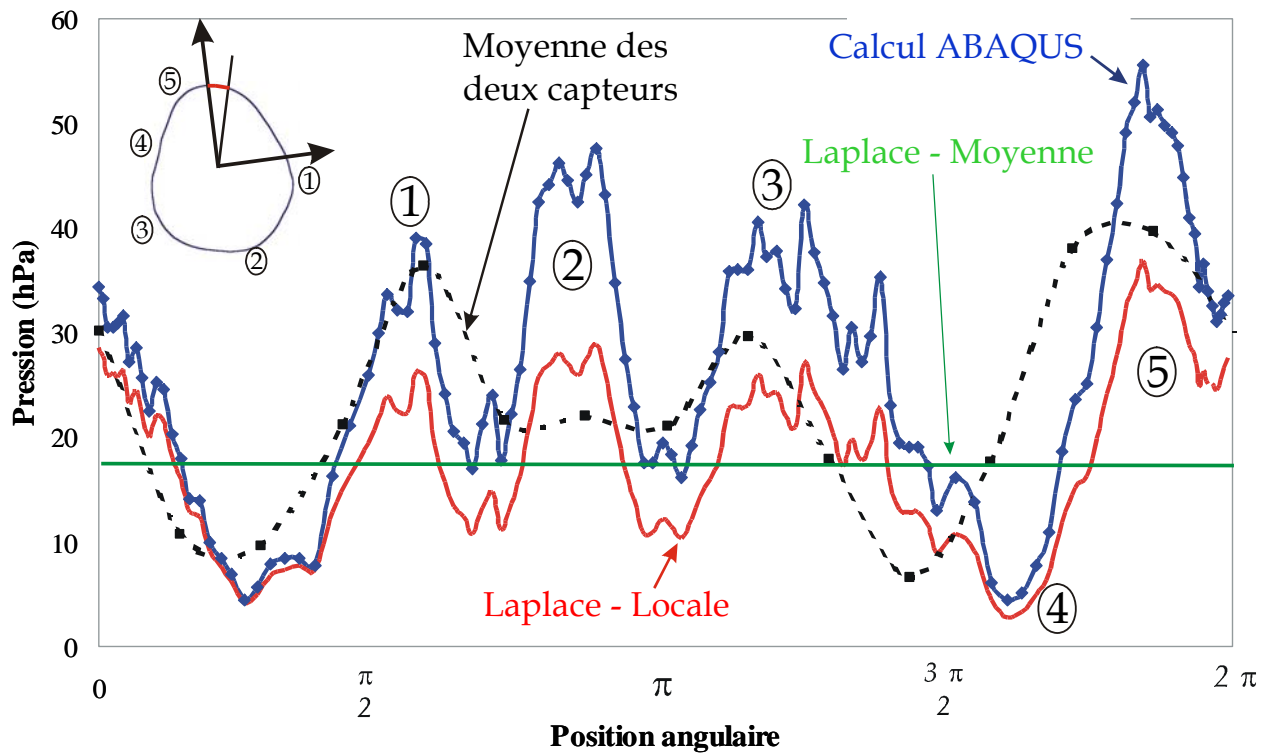


c. Validation de la simulation sur un profil morphologique

Après validation de la loi de Laplace, nous avons réalisé des simulations sur un profil réel de jambe. Un exemple de résultat est présenté sur la figure 12 pour une section de genou correspondant aux mesures représentées sur la figure 9. On note que la tendance est la même pour les résultats des simulations et les résultats obtenus avec une approche de Laplace locale. On constate toutefois, un écart entre les deux séries de résultats. Cette différence s'explique par l'utilisation d'un coefficient d'amortissement nécessaire pour régulariser les calculs les plus complexes, où la géométrie est très accidentée, comme ici au niveau du genou par exemple. On vérifie que ce coefficient a une influence identique à un coefficient de frottement, car la tension dans le tricot n'est plus constante sur la circonférence. Au contraire, l'utilisation de la loi de Laplace locale implique une tension constante, les simulations sont ainsi plus proches de la réalité. Toutefois, au niveau des autres sections, cette différence est nettement moins marquée, avec un écart inférieur à 10 % des valeurs calculées. On note, de plus, que les résultats présentent des oscillations dues aux représentations de la géométrie par des courbes qui peuvent être discontinues. Les détails de ces calculs et des mesures expérimentales peuvent être trouvés dans [4].

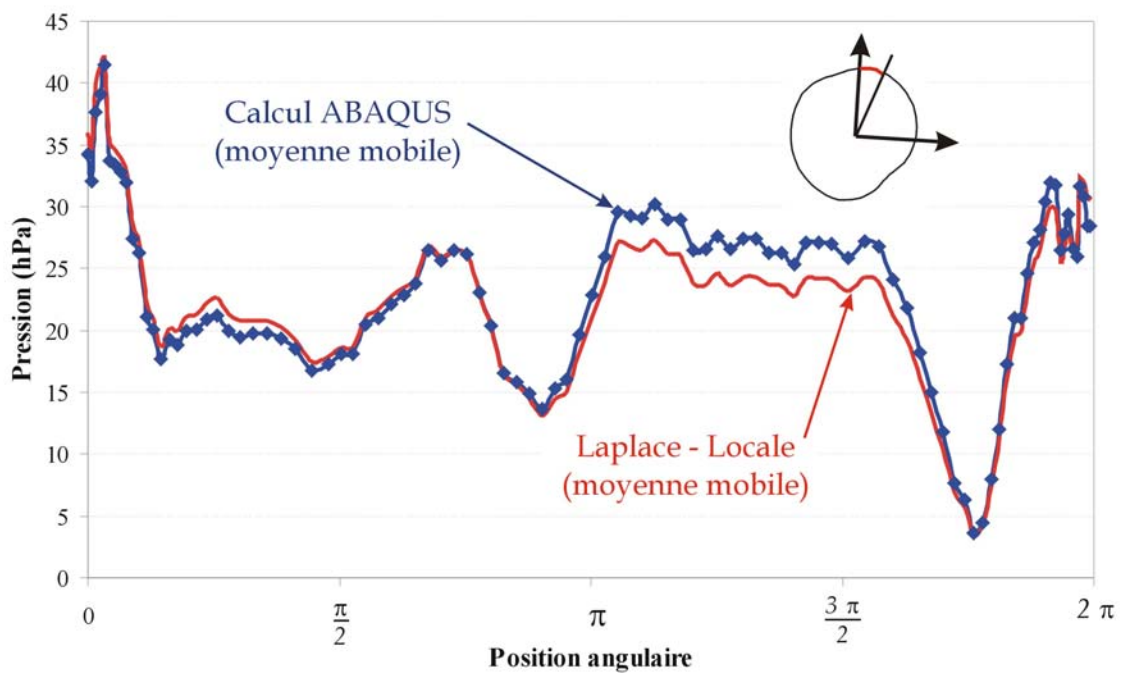
Figure 12 :

Évolution de la pression calculée par ABAQUS[®] et de Laplace au niveau du genou (tricot Diaphane 2) en fonction de la position angulaire.



La figure 13 ci-dessous donne un autre exemple de simulation de distribution de la pression au niveau du mollet. Dans ce cas, où le contour du mollet est beaucoup plus arrondi que le genou, nous pouvons constater une meilleure similitude entre les valeurs obtenues par simulation sur ABAQUS et celles obtenues par l'application de la loi Laplace locale -avec une moyenne mobile des rayons de courbures locaux -

Figure 13 :
Évolution de la pression calculée par ABAQUS® et de Laplace au niveau du mollet (tricot Diaphane 2)



II.3.4 Confrontation des résultats des simulations aux valeurs expérimentales

Les simulations étant maintenant validées sur des profils morphologiques, et pour des comportements de BMC réels, nous pouvons comparer ces prévisions avec les mesures expérimentales réalisées précédemment. Pour la section au niveau du genou, nous avons regroupé dans la figure 12 les différents profils obtenus : simulations E.F., loi de Laplace, et résultats expérimentaux en utilisant la moyenne des deux capteurs *in-situ*.

Globalement les tendances se recoupent et les allures restent assez semblables. Cependant, quantitativement on note un écart entre les valeurs expérimentales et théoriques. Cette différence s'explique par le fait que les mesures expérimentales concernent la moyenne d'une surface d'investigation est plus large que la surface considérée dans le cas des simulations. La courbure longitudinale pourrait être la cause essentielle de cet écart. Cette tendance est confirmée par les essais sur le 2^{ème} type de tricot [4]

Sur cet exemple précis de calcul au niveau du genou (Figure 12), l'évolution de la pression en fonction de la position angulaire peut être déduite à partir de la forme de la section. En effet, nous pouvons constater la présence de trois pics successifs situés entre les positions angulaires $\sim \frac{\pi}{2}$ et $\frac{5\pi}{4}$ (①, ② et ③) sur la figure 12. Les pics ① et ③ correspondent à la fin du fémur tandis que le pic du milieu (②) sur la figure 12) coïncide avec les ligaments croisés au niveau du genou. Ce dernier est difficilement détectable expérimentalement en raison de la limitation de résolution du capteur utilisé (30*30 mm² pour le plus petit). Ensuite, nous notons une diminution de la compression à la zone notée ④ sur la figure 12 qui représente la concavité juste avant le sommet du genou. Enfin, le maximum de la pression est atteint au niveau du sommet du genou (figure 12 zone ⑤), au dessus de la rotule.

III. Discussion

A travers cette étude, nous avons démontré que le phénomène de la compression par BMC, dans son ensemble, constitue un évènement mécanique déterministe et reproductif. Quels que soient les techniques ou/et les outils d'évaluation utilisés, les résultats obtenus sont toujours corrélables, à condition de prendre en compte la totalité des paramètres en jeu et surtout d'utiliser les instruments de mesure appropriés selon les buts recherchés.

Pour la première fois dans l'histoire des BMC, la réalité de la mécanique des phénomènes de compression est mise en évidence en se basant sur de solides expérimentations scientifiques menées dans les laboratoires de l'ENS Mines de St Etienne. Les résultats obtenus selon les diverses approches incitent à la prudence quand on travaille avec les mmHg/hPa. En terme d'efficacité thérapeutique (Service Médical Rendu), l'enjeu est de délivrer un niveau de compression conforme aux attentes du praticien et de la pathologie du patient.

Un article textile élastique ne peut être considéré comme un Bas de Compression Médical si et seulement si la qualité et la quantité des mmHg associés relèvent d'un savoir-faire spécifique des professionnels de la conception-Fabrication-Distribution des BMC.

IV. CONCLUSION

Depuis toujours la quantification des mmHg des BMC se base sur la pression théorique. Cette méthode de caractérisation du niveau de pression des BMC – globale, simple et suffisamment efficace- a permis au personnel médical et aux patients d’appréhender la problématique et de communiquer entre eux.

A travers la présente étude, conduite avec le concours de l’ENS Mines de St Etienne, nous avons souhaité faire la mise à jour des connaissances actuelles sur le phénomène de la compression, en utilisant des approches et des outils récents et les plus adaptés.

Si les valeurs des mesures *in-situ* ont longtemps fait l’objet de nombreux débats, on peut maintenant trouver des éléments de réponses dans cet article basé sur des travaux scientifiques.

Cette connaissance détaillée de la topographie de la pression des BMC ouvre de nouvelles perspectives sur les sujets de recherches médicales dans le domaine de la thérapie par compression.

Bibliographie :

- [1] Compression therapy of the extremities by H Partsch E Rabe R Stemmer
Editions Phlébologiques Françaises
- [2] Helical CT Scanner Siemens, Dr S. Verdeille and Dr Y. Martin-Bouyer
Centre de Radiologie CIMOP Clinique du Val d’or 92210 St Cloud - France
- [3] SIG aT = SIGVARIS Interface-pressure Gauge advanced Tester, instrument de mesure directe de pression pour BMC, basé sur le principe du capteur Blazek. Voir article « Ein neues pneumatisch-elektronisches Meßverfahren zur Bestimmung des Anpreßdruck medizinischer Kompressionsstrumfe » by V. Blazek and U. Schultz-Erhenburg Phlebol 1997;26 :143-9
- [4] I. Gaied : *Contribution à l’étude de la compression : approche bidimensionnelle, identification du comportement biaxial en grandes déformations des tricots élastomériques*. Thèse de doctorat, École Nationale Supérieure de Mines de Saint-Étienne, 2004.
- [5] ABAQUS 6.3 Standard, Hibbit, Karlsson & Sorensen, Inc., 1080 Main street, Pawtucket, USA.
- [6] J.M. Bergheau et Fortunier R. : *Simulation numérique des transferts thermiques par éléments finis*, Paris 2004 ISBN 2-7462-0976-4, édition Hermes.

Les photographies sont propriétés de GANZONI/SIGVARIS. Tous droits réservés