Aucun article ou résumé dans cette revue ne peut être reproduit sous forme d'imprimé, photocopie, microfilm ou par tout autre procédé sans l'autorisation expresse des auteurs et de l'éditeur. Editions Phlébologiques Françaises
No article or abstract in this journal may be reproduced in the form of print, photocopy, microfilm or any other means without the express permission of authors and the editor. Editions Phlébologiques Françaises

PRESSION THÉORIQUE et PRESSION MESURÉE IN SITU des BAS MÉDICAUX de COMPRESSION : APPORT de l'IMAGERIE MÉDICALE et des TECHNIQUES de SIMULATIONS NUMÉRIQUES

THEORETICAL and « IN SITU » REAL PRESSURE of COMPRESSION MEDICAL STOCKINGS : CONTRIBUTION of MEDICAL IMAGING and DIGITAL SIMULATION TECHNIQUES

J.F. UHL [1], S. DRAPIER [2], I. GAEID [3], B. LUN [4]

R É S U M É

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 SIGaT sont réalisées sur cette jambe modèle ; elles permettent de recouper les pressions simulées mais également de valider le capteur SIGaT utilisé ici.

Mots-clefs : *bas médicaux de compression, évaluation de la pression, simulation numérique.*

S U M M A R Y

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.

Keywords : medical compression stockings, pressure measurement, digital simulation.

1. Centre de chirurgie vasculaire, 113, avenue Charles de Gaulle 92200 NEUILLY-SUR-SEINE.
2. Département Biomatériaux et Mécanique, Centre Ingénierie et Santé, ENS Mines de Saint-Étienne, 158, cours Fauriel 42023 SAINT-ÉTIENNE Cedex 2.
3. ENS Mines de Saint-Étienne, 158, cours Fauriel 42023 SAINT-ÉTIENNE Cedex 2.
4. Ganzoni France, Z.I. Sud d'Andrézieux rue Barthélémy Thimonnier 42176 SAINT-JUST SAINT-RAMBERT.

© Éditions Phlébologiques Françaises, vol. 58, n° 2/2005, p. 131-138

Aucun article ou résumé dans cette revue ne peut être reproduit sous forme d'imprimé, photocopie, microfilm ou par tout autre procédé sans l'autorisation expresse des auteurs et de l'éditeur. Editions Phlébologiques Françaises
No article or abstract in this journal may be reproduced in the form of print, photocopy, microfilm or any other means without the express permission of authors and the editor. Editions Phlébologiques Françaises

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 mmHg = 1,33 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 48 hPa	(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 *(Fig. 1)*.

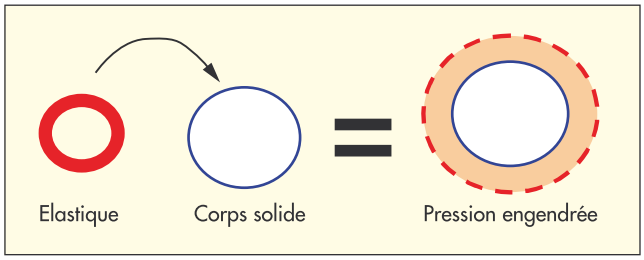


Fig. 1. – Dépose d'un anneau élastique sur un corps solide

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 étant 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 ; en conséquence 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

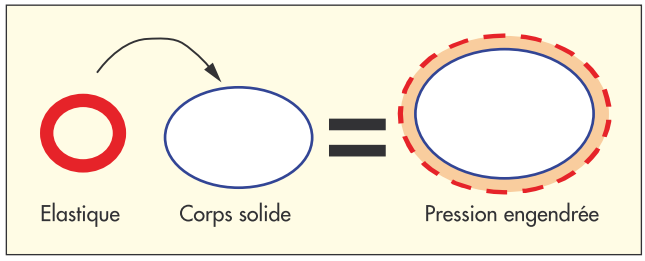


Fig. 2. – Dépose d'un anneau élastique sur un corps solide de section elliptique

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.

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 *(Fig. 3)*.

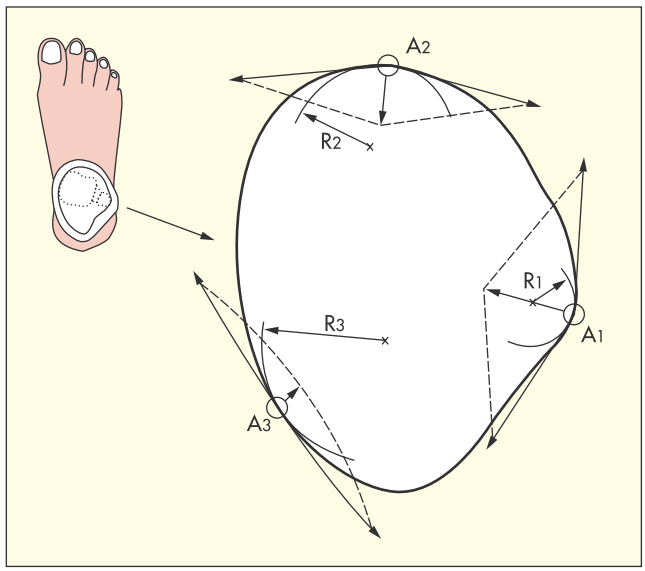


Fig. 3. – Schéma d'une coupe de cheville (Document du Professeur Blazek RWTH/D-Aachen)

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 *(Fig. 4)*, une des solutions possibles est la modélisation 3D au moyen d'un scanner médical [2].

Dans le cas ci-dessus, il s'agit d'une coupe de mollet ayant 38 cm de circonférence.

Si la section du membre était parfaitement circulaire, on aurait un rayon de courbure constant de 60,5 mm. En fait, si on partageait la circonférence du

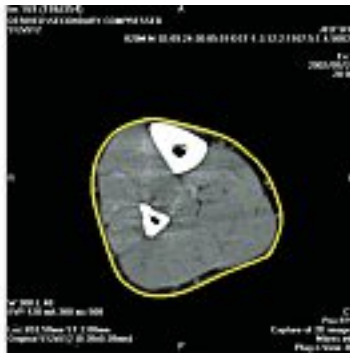
Aucun article ou résumé dans cette revue ne peut être reproduit sous forme d'imprimé, photocopie, microfilm ou par tout autre procédé sans l'autorisation expresse des auteurs et de l'éditeur. Editions Phlébologiques Françaises
No article or abstract in this journal may be reproduced in the form of print, photocopy, microfilm or any other means without the express permission of authors and the editor. Editions Phlébologiques Françaises



Séance de scanner



Coupe horizontale du mollet reconstruite à partir du scanner



Traitement d'image pour détermination du contour

Fig. 4. – Analyse morphologique d'une section du mollet

mollet en 20 arcs, chaque arc aurait un rayon de courbure local différent comme le montre la *Figure 5*.

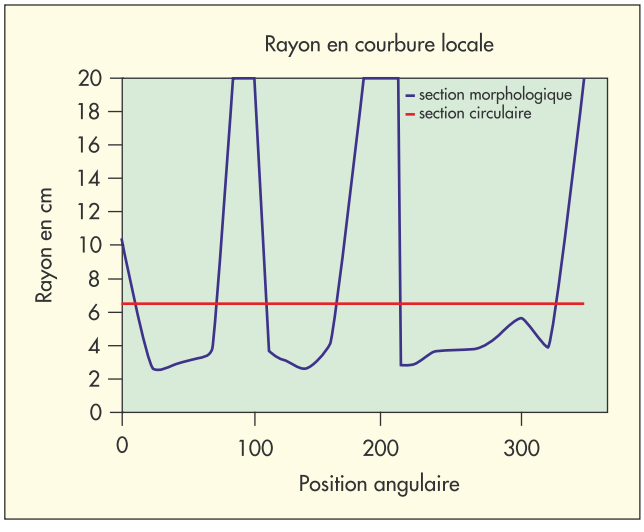


Fig. 5. – Comparaison des Rayons de Courbure Locaux morphologiques avec le Rayon de Courbure Théorique (si la section était circulaire)

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 Professeur 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 SIGaT [3].

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

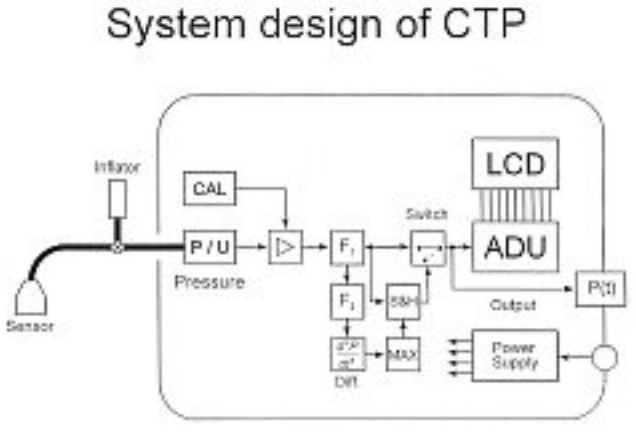
I.2.1. Instrument SIGaT (SIGVARIS INTERFACE PRESSURE GAUGE Advanced Tester) *(Fig. 6)*

Fonctionnement : une pochette en plastique de taille 5 x 6 cm^2 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



Appareil SIGaT

Tous droits réservés à GANZONI/SIGVARIS



Principe de détection du Professeur Blazek

Fig. 6. – Appareil de mesure de pression d'interface SIGaT

Aucun article ou résumé dans cette revue ne peut être reproduit sous forme d'imprimé, photocopie, microfilm ou par tout autre procédé sans l'autorisation expresse des auteurs et de l'éditeur. Editions Phlébologiques Françaises
No article or abstract in this journal may be reproduced in the form of print, photocopy, microfilm or any other means without the express permission of authors and the editor. Editions Phlébologiques Françaises

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., nous avons 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 18 hPa ± 1,5 hPa ; 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'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 M. S. Drapier, professeur au département Mécanique et Matériaux[1] de l'École Nationale Supérieure des Mines de St-Étienne (ENS Mines St-Étienne).

II. ÉVALUATION DES MMHG SELON L'APPROCHE PAR « ÉLÉMENTS FINIS »

II.1. Matériel et méthodes

Le but est, d'une part, de procéder à une série de mesures expérimentales in situ avec plusieurs capteurs SIGaT 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 assosié 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 de la loi de Laplace *(Fig. 1)* au cas de la dépose d'un matériau élastique, dont les propriétés sont au préléable déterminées *(Fig. 7)*, sur un corps solide avec un seul accident de forme et possédant deux rayons de courbure *(Fig. 11)*.

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

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 *(Fig. 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 *(Fig. 7)*.

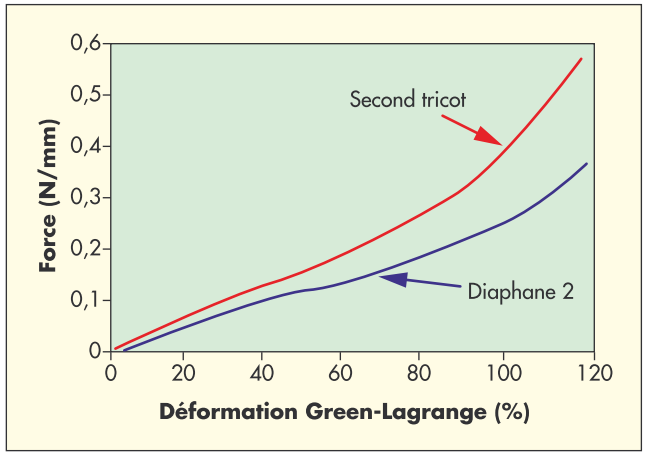


Fig. 7. – Réponse unidirectionnelle sens trame des tricots utilisés dans cette étude

Les paramètres obtenus avec 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 8b*, 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 8a*. Par ailleurs, pour figer le paramètre de l'extension longitudinale du BMC, nous avons créé des repères comme l'indique la *Figure 8c* pour reproduire les conditions d'essais similaires pour chaque série de mesures.

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

Aucun article ou résumé dans cette revue ne peut être reproduit sous forme d'imprimé, photocopie, microfilm ou par tout autre procédé sans l'autorisation expresse des auteurs et de l'éditeur. Editions Phlébologiques Françaises
No article or abstract in this journal may be reproduced in the form of print, photocopy, microfilm or any other means without the express permission of authors and the editor. Editions Phlébologiques Françaises



Fig. 8. – Étapes de mesure au niveau du mollet : (a) placement et fixation des capteurs, (b) enfilement du bas, (c) état final

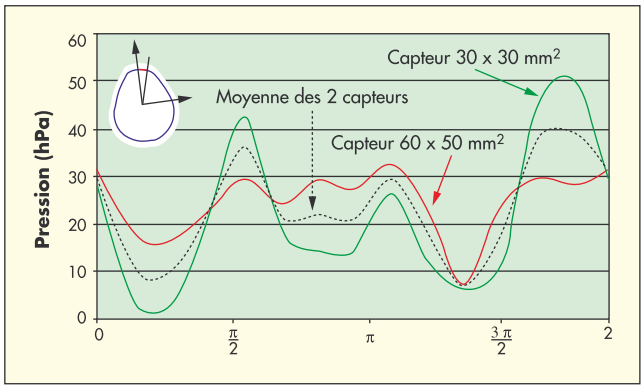


Fig. 9. – Évolution de la pression mesurée au niveau du genou en fonction de la position angulaire (tricot Diaphane 2, les barres indiquent les min. et max. des séries de 10 mesures)

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.

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 : la méthode des éléments finis. Cette méthode numérique consiste à discrétiser le problème continu de l'équilibre mécanique (équation 1) pour le résoudre comme la somme de sous-problèmes discrets plus simples.

$$\mathrm{div}, \vec{} (\sigma,_,_) + f, \vec{} = \rho\, \gamma, \qquad \text{(Équation 1)}$$

avec $\sigma,_,_$ 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*), f, $\vec{}$ 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 *(Fig. 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 *(Fig. 10)*. Après convergence de la solution, correspondant à l'équilibre, les forces de contact définies par rapport aux normales *(Fig. 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

Aucun article ou résumé dans cette revue ne peut être reproduit sous forme d'imprimé, photocopie, microfilm ou par tout autre procédé sans l'autorisation expresse des auteurs et de l'éditeur. Editions Phlébologiques Françaises
No article or abstract in this journal may be reproduced in the form of print, photocopy, microfilm or any other means without the express permission of authors and the editor. Editions Phlébologiques Françaises

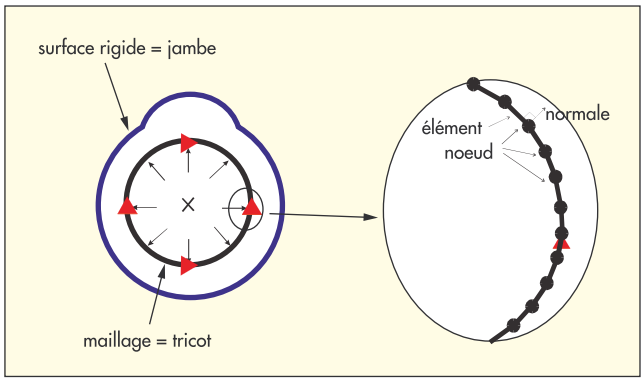


Fig. 10. – Géométrie modèle pour la simulation du port d'un BMC sur une section de jambe et maillage éléments finis correspondant

uniaxiaux. Le calcul se déroule en quatre parties : une première étape consiste à gonfler le tricot, initialement circulaire, en lui appliquant une pression interne *(Fig. 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.

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

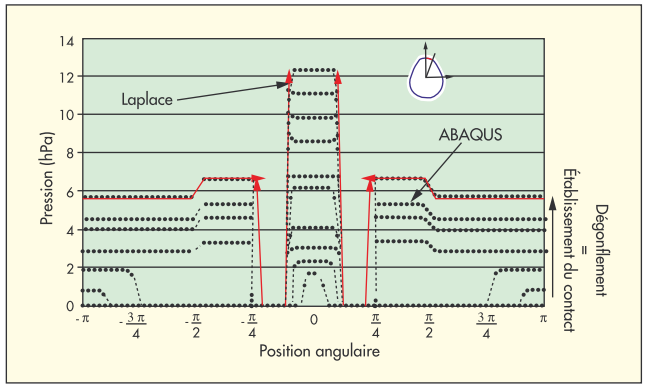


Fig. 11. – Évolution de la pression de compression en fonction de la position angulaire sur un modèle à deux courbures : résultats ABAQUS® et résultats issus de la loi de Laplace pour différents pas de dégonflement

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.

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

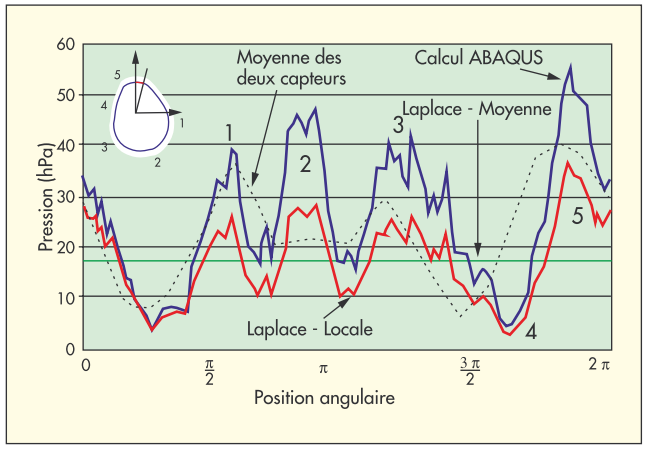


Fig. 12. – Évolution de la pression calculée par ABAQUS® et de Laplace au niveau du genou (tricot Diaphane 2) en fonction de la position angulaire

Aucun article ou résumé dans cette revue ne peut être reproduit sous forme d'imprimé, photocopie, microfilm ou par tout autre procédé sans l'autorisation expresse des auteurs et de l'éditeur. Editions Phlébologiques Françaises
No article or abstract in this journal may be reproduced in the form of print, photocopy, microfilm or any other means without the express permission of authors and the editor. Editions Phlébologiques Françaises

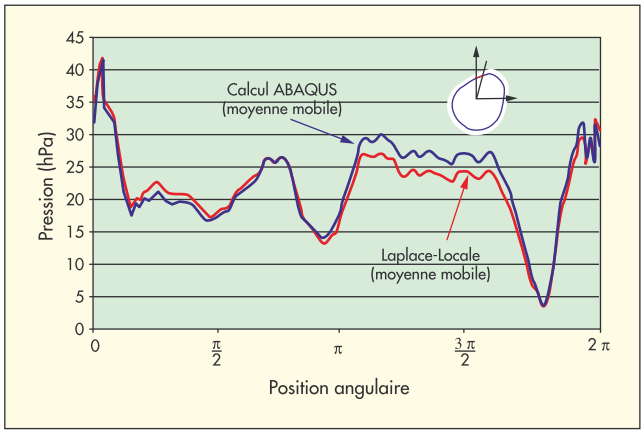


Fig. 13. – Évolution de la pression calculée par ABAQUS® et de Laplace au niveau du mollet (tricot Diaphane 2)

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 l'article de I. Gaied [4].

La *Figure 13* 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.

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 concernant 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 2e type de tricot [4].

Sur cet exemple précis de calcul au niveau du genou *(Fig. 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 ~ $\frac{\pi}{2}$ 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 *Fig. 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 mm x 30 mm 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.

Note : Les photographies sont la propriété de Ganzoni/Sigvaris. Tous droits réservés.

Aucun article ou résumé dans cette revue ne peut être reproduit sous forme d'imprimé, photocopie, microfilm ou par tout autre procédé sans l'autorisation expresse des auteurs et de l'éditeur. Editions Phlébologiques Françaises
No article or abstract in this journal may be reproduced in the form of print, photocopy, microfilm or any other means without the express permission of authors and the editor. Editions Phlébologiques Françaises

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-Étienne, 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.

RÉFÉRENCES

1 Partsch H., Rabe E., Stemmer R. Compression therapy of the extremities. Éditions Phlébologiques Françaises, 1998.

2 Helical CT Scanner Siemens, Dr Verdeille S. and Dr Martin-Bouyer Y. Centre de Radiologie CIMOP Clinique du Val d'or 92210 St-Cloud – France.

3 SIGaT = 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 Mebverfahren zur Bestimmung des Anprebdruck medizinischer Kompressionsstrumfe » by V. Blazek and U. Schultz-Erhenburg *Phlebologie* 1997 ; 26 : 143-9.

4 Gaied I. 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 Bergheau J.M. et Fortunier R. Simulation numérique des transferts thermiques par éléments finis, Paris 2004. ISBN 2-7462-0976-4, édition Hermes.