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

Phlébologie ANNALES VASCULAIRES 2014, 67, 2, p. 24-32

SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE PHLEBOLOGIE

La physique de la compression : définition et méthodes d'évaluation.

Physics of compression: definition and evaluation methods.

Lun B.[1], Rastel D.[2], Crépin D.[3], Bruniaux P.[3]

Résumé

En Phlébologie, le traitement par compression textile est un protocole très couramment employé seul ou en combinaison avec d'autres procédures.

Le but de cet article est de proposer un récapitulatif des éléments scientifiques qui décrivent le phénomène de la pression d'interface exercée sur la peau par une compression textile élastique externe.

Nous nous limitons seulement aux aspects de la mécanique des matériaux; des explications détaillées de la loi de Laplace, de la notion de « pression travail – pression repos », ainsi que du domaine de validité des techniques d'évaluation de pression dynamométrique et in-situ seront proposées.

Les recommandations sur les pratiques thérapeutiques en fonction du dosage de compression ne font pas partie du présent sujet et ne sont donc pas évoquées dans cet article.

Mots-clés : *traitement par compression, bas médicaux de compression, pression d'interface, article de compression textile élastique.*

Summary

In Phlebology, compression therapy is a widely used protocol either alone or in combination with other procedures.

The goal of this article is to propose a summary of technical considerations which describe the phenomenon of interface pressure exerted on the skin by external compression provided by means of elastic materials.

We focus our task only on the aspects of mechanics of material. Detailed explanations are proposed regarding the Laplace's law, the notion of "working – resting" pressure and the validity limits of the techniques of pressure evaluation, dynamometer or in-situ.

The medical recommendations related to the relationship between the level of compression and the degree of pathology are not of our scope and therefore not evoked in this present article.

Keywords: compression treatment, medical compression stockings, interface pressure, elastic textile compression garment.

Introduction

« *Compression therapy is a very effective treatment modality whose mechanisms are not yet fully understood* » selon **H. Partsch** en introduction de son chapitre: « Mechanism and effects of compression therapy », dans *The Vein Book* (J. Bergan, 2006. Academic press).

La compression par bandage est une des techniques de soins les plus anciennes comme le raconte très bien **C. Gardon-Mollard** dans son article sur la pratique de la contention dans l'Égypte ancienne [1].

C'est une méthode très intuitive, tout en étant très efficace, car il n'y a rien de plus naturel que de chercher à contenir un quelque chose qui gonfle.

En 1947, **R. Tournay** créa la première société savante en phlébologie, la **Société Française de Phlébologie**, où la contention avait déjà toute sa place dans les pratiques thérapeutiques [2].

C'est seulement en 2003 que **H. Partsch** a officiellement intégré la compression au rang de la médecine factuelle dans son article « *Evidence based compression therapy* » [3].

1. *Ingénieur, Sigvaris Service Recherche Appliquée, 42176 Saint-Just-Saint-Rambert, France.*
2. *Médecin vasculaire, SEL URL Philangio, 30, place Louis-Jouvet, 38100 Grenoble, France.*
3. *Enseignant chercheur, Université Lille /Ensait, BP 30329, 59056 Roubaix, France.*
E-mail : bertrand.lun@sigvaris.com
Accepté le 1er juin 2014

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

En terminologie, on parle de contention ou de compression ; dans un cas comme dans l'autre, le but est d'appliquer un certain niveau, si possible maîtrisé, de pression de contact sur la peau sur certaines parties du corps dans le but d'en obtenir des résultats thérapeutiques.

Si la compression, par son aspect qualitatif, a un effet reconnu sur la physiologie, son aspect quantitatif (niveau de pression) est absolument déterminant sur le rendu du traitement en termes d'efficacité ou, à l'inverse, d'effets indésirables.

Le rendu thérapeutique de la compression médicale, étayé par un grand nombre de travaux scientifiques publiés, est largement reconnu par les communautés phlébologiques nationales et internationales.

Toutefois, il est encore aujourd'hui relativement compliqué de comparer les résultats des études réalisées par différentes équipes.

En effet, si tout le monde pense au même principe thérapeutique, chacun se réfère à ses « propres mmHg évalués par son instrument favori ».

Chaque pays possède ses normes nationales relatives à la conception, la fabrication et la commercialisation de ces dispositifs médicaux [4, 5].

Les tentatives d'harmonisation des standards au niveau européen n'ont pas abouti [6].

Cet article a pour objectif de faire un récapitulatif sur la connaissance du phénomène de la contention-compression selon diverses modalités d'application ainsi que sur les moyens de quantification et ce en fonction des éléments techniques disponibles aujourd'hui.

Définition de la contention/compression

Selon les dictionnaires en ligne, on peut trouver les définitions génériques suivantes.

Contention : procédé thérapeutique permettant d'immobiliser un membre, de comprimer le tissu biologique superficiel ou, dans certains cas particuliers, de protéger un patient agité.

Compression : action de comprimer, fait d'être comprimé (exemples : en chirurgie comprimer une artère empêche l'hémorragie, en métallurgie on peut obtenir une pièce mécanique en compressant fortement à chaud une poudre métallique dans un moule, en thermodynamique on appelle compression une phase spécifique du cycle de fonctionnement d'un moteur thermique).

En ce qui concerne notre domaine d'application phlébologique, nous proposons d'avancer les hypothèses suivantes.

Contention

Procédure de soins qui consiste à poser sur la partie du corps à traiter, une enveloppe (réalisée avec une matière très peu extensible) ayant un volume utile légèrement inférieur au volume du corps.

On peut imaginer dans ce cas, un système de contenant-contenu (le contenant ayant un volume fixe ; le contenu ayant un volume variable et légèrement supérieur au volume du contenant).

Comme matériau peu extensible, on peut citer une surface textile tissée.

Compression

Procédure de soins qui consiste à poser sur la partie du corps à traiter, une enveloppe élastique (réalisée avec une matière très extensible) ayant un volume utile nettement inférieur au volume du corps.

On peut imaginer, dans ce cas, un système de contenant-contenu (le contenant ayant un volume variable et élastique ; le contenu ayant un volume également variable et supérieur au volume du contenant).

Comme matériau élastique, on peut citer une surface textile tricotée avec des fils élastiques naturels ou synthétiques.

On peut résumer en considérant la partie du corps à traiter (tissu mou biologique de volume et de consistance variable) sur laquelle on vient exercer une pression d'interface au moyen d'un matériau sous contrainte :
- si le dit matériau est très peu extensible, on évoquera la notion de contention ;
- alors que dans le cas d'un matériau très élastique, donc très déformable, on évoquera plutôt la notion de compression **(Figure 1)**.

Par la suite, nous mentionnons « corps », la partie qui reçoit la compression et nous nommons « matériau » l'objet qui exerce une pression d'interface sur le corps.

Notons au passage que, pour les Anglo-Saxons, le terme « *compression* » désigne indifféremment nos deux subtilités.

La compression pneumatique

C'est une modalité de compression basée sur le même principe que le brassard de prise de tension artérielle, le sphygmomètre, qui consiste à entourer le membre avec une chambre à air et à gonfler celle-ci avec de l'air.

Si on néglige le comportement mécanique de la paroi de la chambre à air et du support velcro qui l'enveloppe, la pression qui est indiquée par le manomètre du brassard est à peu près équivalente à celle qui est exercée sur le membre là où il y a un contact entre la face interne du brassard et la peau.

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

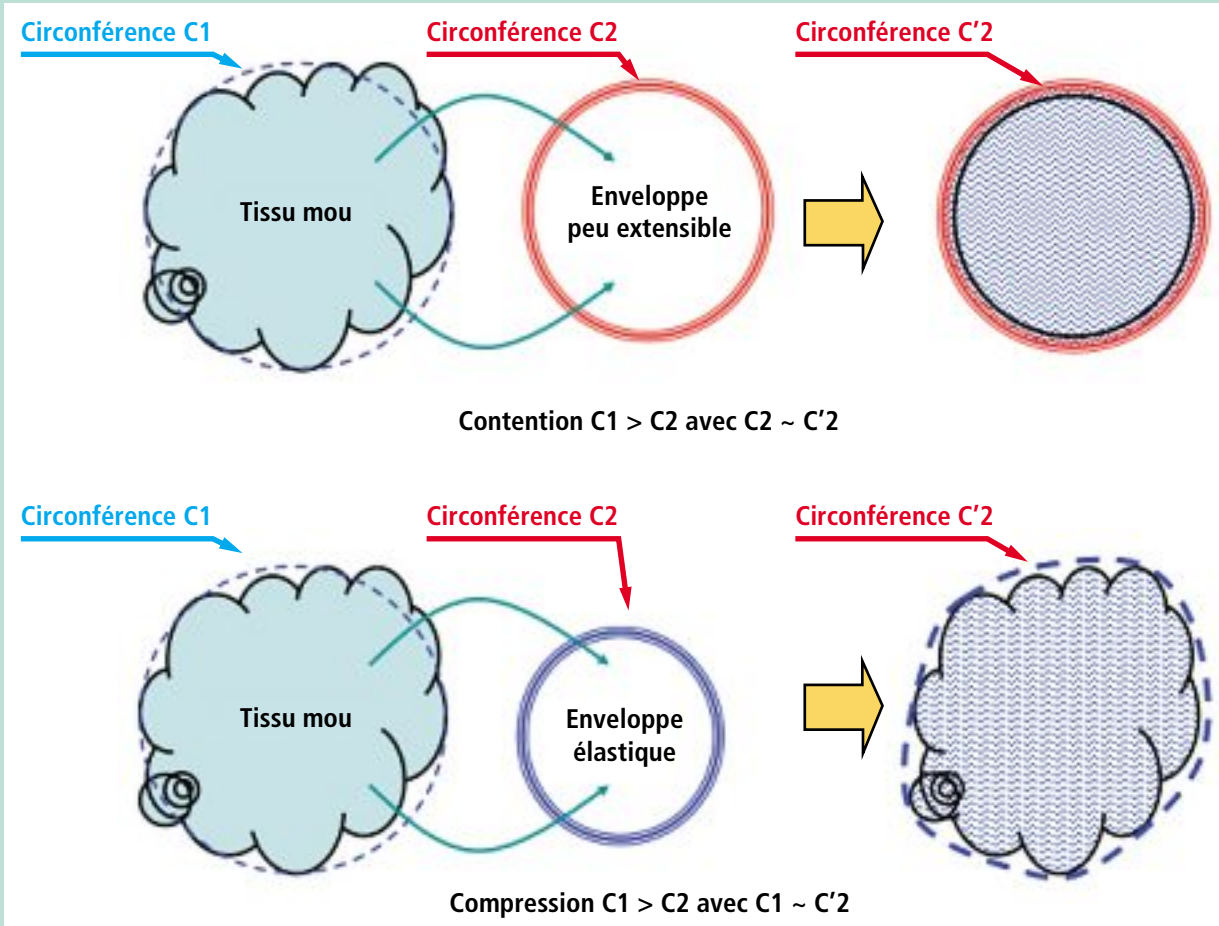


FIGURE 1 : Subtilité sémantique contention-compression.

Ce type de pression est régi par la loi de Boyle-Mariotte (P.V = MkT) ; la pression est obtenue par la densité de fluide en injectant de plus en plus de masse d'air dans un volume constant.

Ce type de dispositif de compression est très utilisé pour les manchons de compression pneumatique intermittente dans un protocole de drainage d'œdème.

La **Figure 2** illustre la compression pneumatique du mollet. Notons au passage que, la densité du fluide étant tout à fait homogène à l'intérieur de la chambre à air, la pression d'interface exercée par le brassard sur la périphérie du membre est tout à fait régulière et constante.

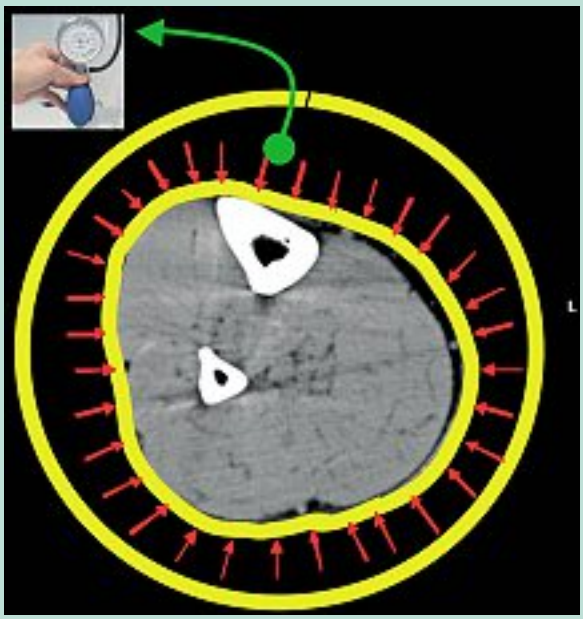


FIGURE 2 : Compression par densité de fluide.

La compression textile

Matériau en tension et pression de contact

À partir de ce chapitre, nous utilisons le terme compression pour tout phénomène de pression d'interface que cela relève de la contention (bandes peu extensibles) ou de la compression (bas médicaux de compression).

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

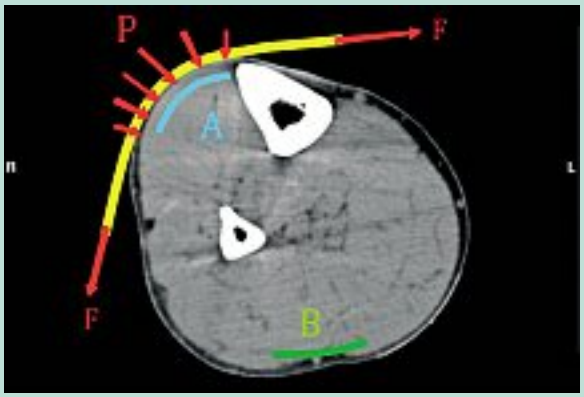


FIGURE 3 : Compression de type laplacienne.

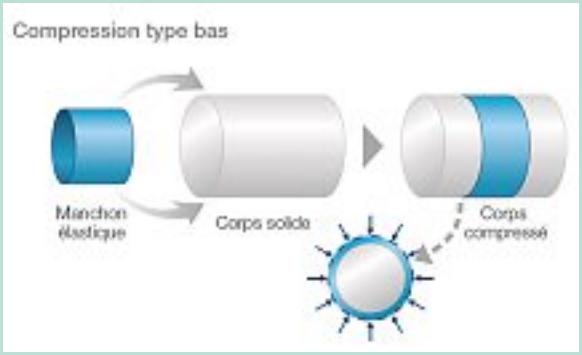


FIGURE 4 : Compression de type anneau élastique.

L'usage de la compression textile en traitement des maladies veineuses chroniques ou des troubles lymphatiques consiste à « plaquer » une étoffe en extension contre une surface du membre ; le contact entre un matériau en tension contre un corps, déformable ou pas, engendre une pression d'interface.

La **Figure 3** illustre un exemple de compression où la traction sur les deux extrémités de l'étoffe crée une pression d'interface là où la surface textile est en contact avec le membre. **Ce type de compression obéit à la loi de Laplace (P = F/R)**.

Totalement différente de la compression par densité de fluide, la pression de type laplacienne présente la particularité selon laquelle la pression, étant inversement proportionnelle au rayon de courbure du point de contact, n'est pas identique sur toute la périphérie du membre.

Ainsi, sur la **Figure 3**, si on plaquait l'étoffe avec une même extension aux points A et B, on n'aurait pas la même pression d'interface aux deux points puisque le point A présente un rayon de courbure nettement plus petit que le point B où le rayon tend vers l'infini (la surface de l'étoffe ne fait que tangenter la surface de la peau **(Figure 3)**.

De façon analogue, on peut obtenir une pression d'interface sur toute la périphérie d'un corps avec un anneau élastique, à condition, bien entendu, que la circonférence initiale au repos de l'anneau soit inférieure à celui du corps ; c'est le cas des bas médicaux de compression **(Figure 4)**.

La loi de Laplace

La loi de Laplace « 2-D »

La loi de Laplace (P = F/R) évoquée ci-dessus est formulée dans sa version simplifiée; elle est largement suffisante pour un usage quotidien en laboratoire ou en essai clinique.

Dans cet article de synthèse, nous proposons à titre documentaire, la formulation intégrale de la loi de Laplace. En hypothèse de départ, nous considérons une bande élastique mise en extension par traction aux deux extrémités.

On vient ensuite plaquer cette bande en tension sur un corps solide matérialisé par un cylindre. Dans ce modèle physique idéal, du fait que le cylindre présente une section circulaire parfaite (rayon constant), la pression d'interface est également constante sur la demi-circonférence de contact.

La **Figure 5** donne les détails de la construction mécanique de la loi de Laplace dans sa version « 2 D » où il ne s'agit plus du ratio (P = F/R) de deux grandeurs physiques (force et rayon de courbure) mais d'une considération d'un contact surfacique **(Figure 5)** d'un corps compressé et d'un matériau imposant une compression [7].

Dans la présente approche, on considère que l'épaisseur de la bande n'intervient pas ou très peu dans la pression de contact.

La loi de Laplace « 3 D ».

Pour la plupart des travaux d'investigations sur la compression, le modèle de base (P = F/R) ou éventuellement celui en « 2 D » serait suffisant.

En revanche, si on devait étudier de façon plus approfondie le phénomène de la compression dans le cas des systèmes très complexes comme celui du bandage à 4 couches dont l'épaisseur non négligeable contribue de façon prépondérante dans l'équation mathématique de la pression de contact, on serait amené à décrire le phénomène dans sa globalité, c'est-à-dire en 3 D.

De plus, dans certains cas de lymphœdème sévère, la forme du corps à comprimer est plus compliquée, par exemple le dos d'un pied très œdémateux où la surface ne peut plus être considérée comme un cylindre (avec un seul rayon de courbure) mais devrait être modélisée par un élément surfacique ellipsoïde avec deux rayons de courbures.

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

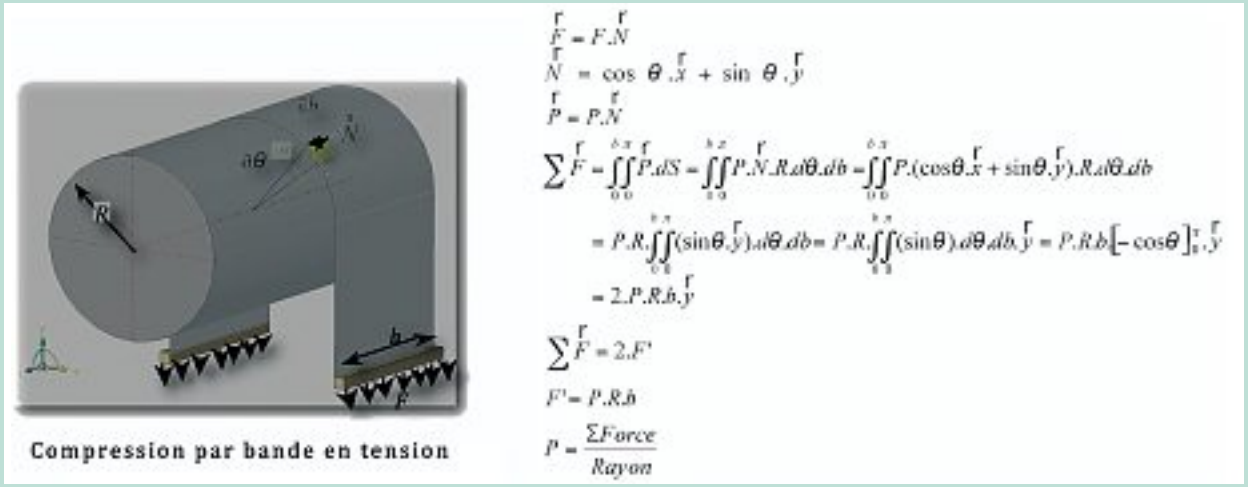


FIGURE 5 : Formulation de la loi de Laplace en version « 2 D ».

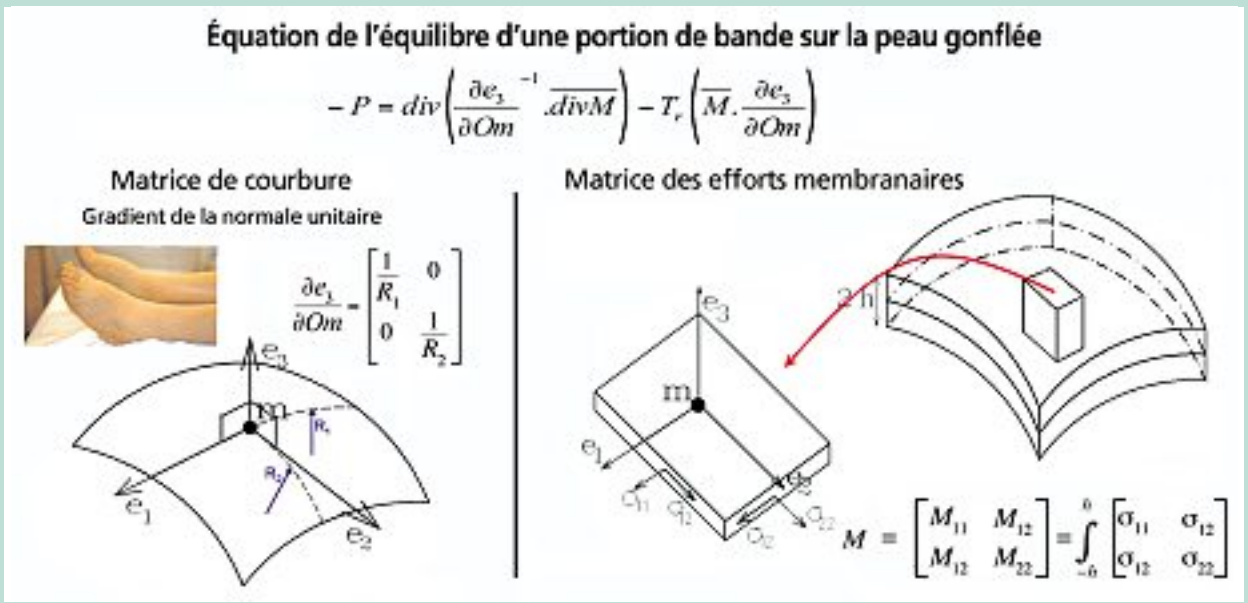


FIGURE 6 : Formulation complète de la loi de Laplace en version « 3 D ».

Ainsi pour être complet dans l'analyse du phénomène de pression d'interface engendrée par un matériau textile sur une partie du corps, nous sommes amenés à généraliser les équations de Laplace **(Figure 5)** au moyen de la mécanique des milieux continus où le bas est modélisé par le biais d'une surface gauche.

En écrivant l'équilibre d'un voisinage du bas en contact avec un corps présentant des courbures quelconques, on montre que la pression de contact P est donnée par l'équation 1 de la **Figure 6** dans laquelle :

T_r symbolise la trace d'une matrice,

et div symbolise l'opérateur de divergence par rapport aux coordonnées curvilignes décrivant la surface du bas.

La relation obtenue met en évidence le rôle non trivial des courbures du corps (déduites des composantes du gradient de la normale unitaire à la surface de contact : $\frac{\partial e_3}{\partial Om}$ (équation 2, **Figure 6**)

et des composantes de la matrice M (équation 3, **Figure 6**) des efforts membranaires (qui ne sont autres que les résultantes, dans l'épaisseur du matériau des contraintes de Cauchy et modélisent les tensions subies par ce même matériau).

Notons que dans le cadre d'une telle approche, les calculs analytiques visant à déterminer la pression P sont inaccessibles manuellement et nécessitent le recours à un logiciel spécifique de simulation par éléments finis.

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

La pression dynamique

Jusqu'à présent, nous avons considéré le phénomène dans sa situation statique où le corps compressé reste immobile, c'est-à-dire sans contraction musculaire.

En réalité, les articles de compression sont destinés à être utilisés en mode ambulatoire ; lors de la marche, il y a naturellement des contractions musculaires qui modifient la forme et la consistance du corps, tissu mou du membre.

En vertu du principe de l'action et de la réaction (théorie fondamentale en mécanique), ce changement de configuration anatomique du corps entraîne par voie de conséquence des changements sur l'amplitude de la déformation du matériau.

La pression dynamique vue du côté matériau

L'un des paramètres qui régit la pression d'interface **(Figure 5)** est la force de rappel occasionnée par la mise en extension du matériau.

La relation entre le degré d'allongement du matériau (cause) et la force de rappel qui en est associée (conséquence) est décrite par une courbe appelée « loi de comportement du matériau ».

Souvent pour les matériaux textiles, ces courbes caractéristiques non-linéaires présentent une surface d'hystérésis entre la phase de traction et la phase de relâchement.

La surface d'hystérésis, représentant les frottements internes du matériau, n'intervient que très peu dans l'évolution de la force dans le cas du traitement par compression.

Un fois posé avec un certain degré d'allongement, le matériau ne subit pratiquement plus de variation d'extension additionnelle. On dit que le matériau « travaille aux alentours de son point de fonctionnement » **(Figure 7)**.

Ce point de fonctionnement est très important car il permet de connaître parfaitement le comportement mécanique spécifique du matériau utilisé ; ces propriétés physiques constituent les coefficients de la matrice des efforts membranaires du modèle de la loi de Laplace 3 D.

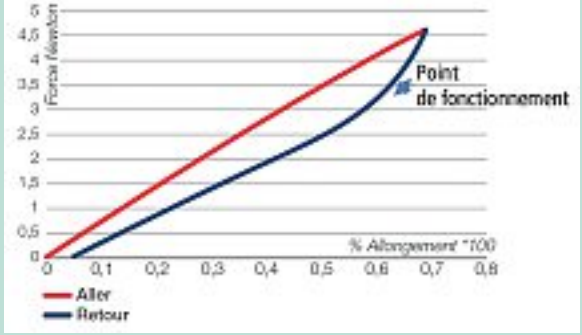


FIGURE 7 : Courbe caractéristique de la loi de comportement d'un matériau élastique.

La pression dynamique du côté corps

Comme illustrée par la **Figure 1**, le matériau élastique n'empêche pas « à tout prix » le corps de changer de configurations morphologiques mais essaie d'accompagner les variations avec une contre pression d'interface.

Dans des précédentes publications [8], certains auteurs évoquent la notion de pression-travail / pression-repos en posant comme hypothèse qu'il y a une variation de circonférence du membre inférieur, en particulier au niveau du mollet, entre la position allongée et la position debout du sujet ; ceci serait dû au remplissage du réseau veineux du mollet d'une part et d'autre part de la contraction musculaire involontaire pour maintenir l'équilibre.

Cette variation de circonférence du membre, imposant des variations d'allongements additionnelles au matériau, va créer des oscillations de pression d'interface en proportion.

Ainsi, la topographie de la pression dynamique dépend de l'amplitude du changement de la morphologie du corps qui peut se caractériser par deux paramètres physiques : le changement de circonférence et le changement de la répartition géométrique de la masse musculaire.

Nos précédents résultats [11] amènent à la conclusion d'une faible variation de la circonférence (± 5 mm sur un mollet de 40 cm), en revanche la répartition morphologique de la masse musculaire peut changer considérablement selon la musculature du sujet [9, 10].

Remarques générales sur la pression dynamique

En considérant la relation de causes à effets entre le corps et le matériau, on pourrait synthétiser nos propos selon les deux conditions du matériau utilisé :

- Si le matériau est idéalement inextensible, on aurait alors une grande amplitude de pression dynamique.
- Si le matériau est élastique, ce qui est le cas de la plupart des bas et des bandes modernes, on aurait alors une amplitude de pression dynamique relativement modeste qui dépend notamment du tonus musculaire. On évoquerait plutôt la notion de micro passage [11].

Les techniques d'évaluation de la compression textile

La méthode normative d'évaluation de la pression d'interface

Le début du développement du traitement par compression en médecine moderne s'est essentiellement produit en Europe.

Aussi, certains pays comme la France, la Suisse, l'Allemagne, le Royaume-Uni ou la Hollande ont instauré leurs propres normes pour caractériser les bas médicaux de compression afin de garantir une efficacité quant au dosage du traitement [4, 5, 6].

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

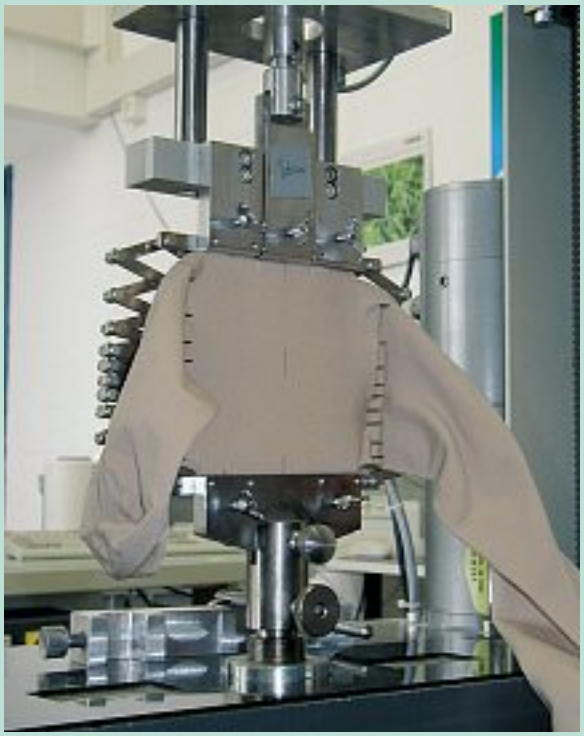


FIGURE 8 : Dynamomètre, instrument permettant d'obtenir la courbe caractéristique des matériaux force = f(allongement).

Quelle que soit la méthode de mesure utilisée, le principe est le même et consiste à mettre en extension le matériau à la dimension équivalente de la circonférence du corps à traiter. On effectue cette procédure sur un dynamomètre qui permet de connaître la force de rappel du matériau dans les conditions au porter.

Connaissant la force et le rayon (déduite de la circonférence) qui sont les deux paramètres de la loi de Laplace, on peut aisément calculer la pression d'interface par la formule (P = F/R). Cette méthode de mesure présente une grande robustesse des résultats.

La méthode in-situ

Le dynamomètre est un outil règlementaire pour quantifier la pression exercée par un matériau sur un corps, cela nécessite un équipement assez lourd, encombrant et du personnel qualifié en laboratoire textile.

Pour répondre à un besoin ponctuel en clinique, certains investigateurs utilisent des appareils portatifs de mesure de pression d'interface.

Le principe consiste à insérer un capteur de pression entre le matériau et la peau et d'en extraire les valeurs de la mesure **(Figure 9)**.

Si le principe a l'avantage d'être très simple à mettre en œuvre et peu cher à l'achat, il comporte néanmoins un gros inconvénient : il est très opérateur dépendant. Les résultats obtenus sont à considérer avec beaucoup de précautions.

Il ne peut en aucun cas se substituer à la mesure normative puisqu'il s'agit d'un produit donné sur une jambe donnée dans des conditions de pose bien particulières et évaluées à l'aide d'un appareil bien spécifique avec un certain coefficient de dépendance de l'opérateur.

De nombreux appareils sont disponibles sur le marché pour cette application et des recommandations ont été émises [12].

Comparaison entre les deux approches

La méthode normative considère que la section droite du membre à une hauteur donnée peut être assimilée à une section circulaire. Cette méthode caractérise le matériau de façon intrinsèque **(Figure 10*a*)**.

La méthode in-situ considère la section droite du membre à une hauteur donnée dans sa morphologie réelle au moment de la mesure et à l'endroit où on place le capteur **(Figure 10*b*)**.

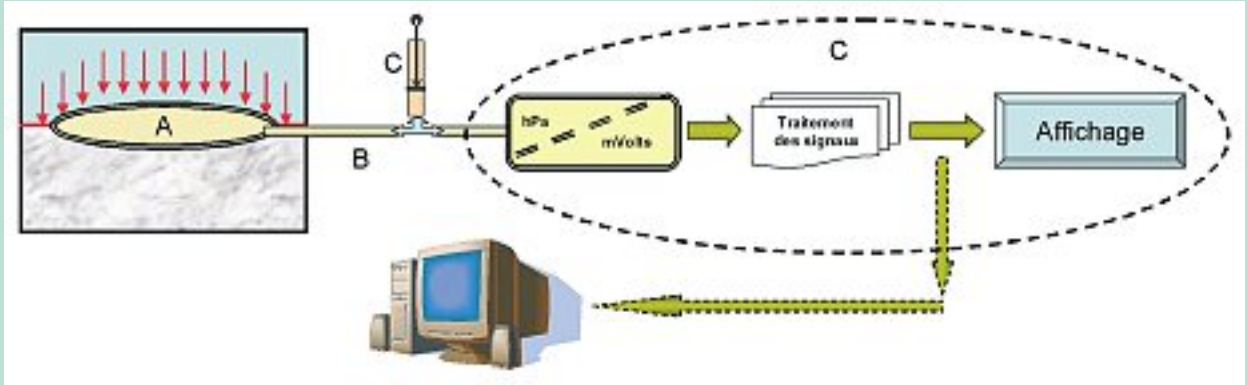


FIGURE 9 : Principe de mesure de pression d'interface in-situ.

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

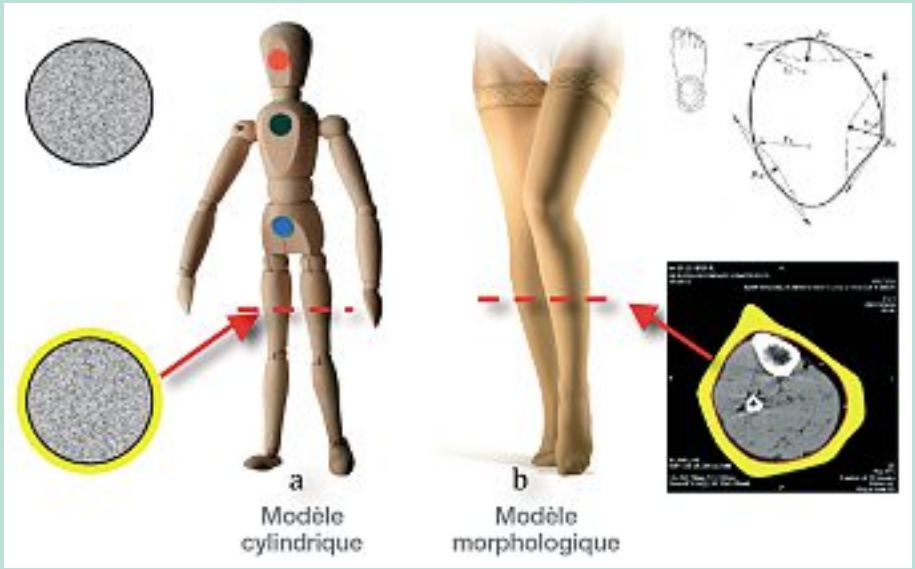


FIGURE 10 : Comparatif entre modèle cylindrique et modèle morphologique. La surface colorée en jaune représente le niveau de pression répartie sur le contour de la jambe.

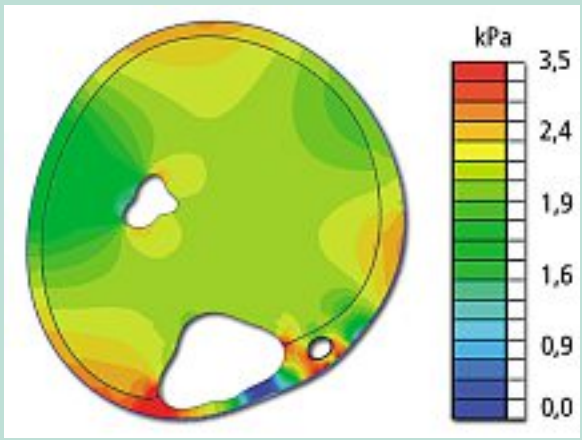


FIGURE 11 : Cartographie de l'impact de la compression externe dans le muscle du mollet.

La notion du rayon de courbure local en un point donné de la jambe combinée à la loi de Laplace donne une valeur de pression qui présente une validité limitée dans le temps (la répétabilité est très délicate) et dans l'espace (si on plaçait le capteur à un autre endroit de la jambe, on aurait fort probablement une autre valeur).

Cette méthode ne permet pas de caractériser de façon intrinsèque le matériau ; elle donne une réponse dans un ensemble de circonstances bien spécifiques.

Actions de la compression sur le membre

Pour une connaissance approfondie de l'impact bio-mécanique de la compression textile sur le membre, on fait appel aux techniques de simulations numériques en utilisant les procédures de modélisation par éléments finis.

Des récents travaux [13, 14] ont permis de visualiser la distribution détaillée de la compression sur la masse musculaire d'un membre et confirme définitivement la réduction de la pression transmurale des veines superficielles et apparentes **(Figure 11)**.

Conclusion

À travers cet article, nous avons voulu sensibiliser les intervenants dans la thérapie par compression sur les aspects très techniques des dispositifs de compression médicale.

Bien que les bas et bandes soient des objets d'utilisation courante et que leurs aspects visuels semblent très familiers, leur mode de fonctionnement est relativement compliqué.

Les éléments scientifiques mentionnés ci-dessus constituent l'essentiel à considérer dans les investigations en compression médicale.

Toutefois, dans la pratique au quotidien, les choses sont simplifiées.

Dans le cas des bandes de contention, il y a souvent des indicateurs du taux d'allongement qui permettent de plus ou moins « doser » la pose.

La procédure reste néanmoins assez opérateur dépendant.

Dans le cas de bas médicaux de compression, la prescription d'une classe de compression se fait en fonction des recommandations officielles en conjonction avec la dispensation de la taille appropriée d'un BCM certifié [15] : le patient a alors une forte probabilité d'obtenir le dosage en adéquation avec son degré de pathologie sans avoir à effectuer l'évaluation de pression in-situ.

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

Références

1. Gardon-Mollard C. L'autre histoire de la contention. Phlébologie 2009 ; 62 : 68-76.
2. Partsch H., Rabe E., Stemmer R. Compression Therapy on the Extremities. Éditions Phlébologiques Françaises 2000. ISBN 2.85480 770.7.
3. Partsch H., Caprini J. International Union of Phlebology. Evidence based compression therapy. An initiative of the International Union of Phlebology (IUP). Vasa 2004 ; 34 Suppl 63.
4. AFNOR- NF G-30-102b. Détermination de la pression de contention. Articles de bonneterie, 1986.
5. RAL-GZ 387/2 - 2008. Deutsches Institut für Gütesicherung und Kennzeichnung E. V. Institut allemand pour la santé, la qualité et la labellisation.
6. CEN TC 205 WG2 N179. European Committee for Standardization.
7. Rastel D. Guide pratique de la compression par bas et par bandes des affections veineuses des membres inférieurs. 2010. ISBN 978-2-916199-63-4.
8. Partsch H. The Static Stiffness Index: A Simple Method to Assess the Elastic Property of Compression Material In Vivo. Dermatol. Surg. 2005 ; 31 : 625-30.
9. Bättler W., Lun B., Uhl J.F., et al. Determinants of pressure exerted by medical compression stockings. Phlebology 2007 ; 36 : 237-44.
10. Hirai M., Koyama A., Miyazaki K., Iwata H., Kominami Y. Interface pressure and stiffness in different combinations of compression material. Phlebology 2012 ; 27(2) : 82-9.
11. Uhl J.F., et al. Action physique et effets physiologiques des BMC, signification de la notion pression travail-pression repos. Phlébologie 2008 ; 61 : 29-41.
12. Partsch H., et al. Measurement of Lower Leg Compression In Vivo: Recommendations for the Performance of Measurements of Interface Pressure and Stiffness. Dermatol. Surg. 2006 ; 32 : 224-33.
13. Rohan C.P., Badel P., Lun B., Rastel D., Avril S. Biomechanical response of varicose veins to elastic compression: A numerical study. J. Biomech. 2013 ; 46(3) : 599-603.
14. Rastel D., Lun B. Effect of medical compression stockings on epi-fascial veins: their applications to foam sclerotherapy. Phlébologie 2014 ; 67(1) : 40-5.
15. AFNOR-NF S97-114 Spécifications techniques des Bas de Compression Médicale. 2011.