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 2019, 72, 3, p. 34-39

SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE PHLÉBOLOGIE

Maîtriser la pression d'interface exercée par les bandes sèches de compression : « Obtenir avec une bande élastique sèche à allongement long une pression d'interface comprise entre 20 et 70 mmHg ».

Chassagne F.[1, 2], Badel P.[1], Giraux P.[3, 4], Convert R.[2], Molimard J.[1]

Résumé

Les bandes sèches de compression sont des dispositifs médicaux largement utilisés dans la prise en charges des pathologies veineuses et lymphatiques. Elles sont utilisées parfois seules, souvent en superposition.

Dans tous les cas, leur efficacité repose sur la maîtrise de la pression d'interface qu'elles exercent à la surface de la jambe ou du bras.

Afin d'évaluer précisément les paramètres clés dans la maîtrise de la pression d'interface cette étude originale, qui a fait l'objet d'une thèse de doctorat, a combiné à la fois une approche expérimentale, à travers deux essais cliniques, et une approche numérique.

Quel que soit le type de bande sèche de compression (allongement long ou allongement court), la pression exercée dépend de 4 paramètres :
– la géométrie de la jambe ou du bras,
– la tension de la bande,
– la technique de pose,
– et le coefficient de frottement entre la bande et la peau.

Les propriétés mécaniques des tissus mous du membre n'ont, cependant, aucune influence sur la pression exercée.

Ces travaux ont également démontré que les bandes de compression sèches ont un comportement différent selon qu'elles sont élastiques à allongement long, ou non élastiques, à allongement court.

Mots-clés : *bande sèche de compression, élastique, inélastique, allongement court, allongement long, pression d'interface.*

Abstract

Compression bandages are widely used in the management of venous and lymphatic disorders.

They are sometimes used alone, often combined/superimposed. In any case, their efficacy depends on the interface pressure applied either on the leg or on the arm.

In order to identify the key parameters, which influence the interface pressure, this original study, which was the subject of a PhD thesis, combined both an experimental approach, thanks to two clinical trials, and the use of a mathematical model.

Independently of the type of compression bandage, interface pressure depends on 4 parameters :
– *the geometry of the leg or of the arm,*
– *the tension of the bandage,*
– *the application technique,*
– *and the friction coefficient between the skin and the bandage.*

Soft tissue mechanical properties have no influence.

Finally, this work has also shown that compression bandages have two different behaviors depending on whether they are elastic and long stretch or inelastic and short stretch.

Keywords : compression bandages, elastic, non-elastic, short stretch, long stretch, interface pressure.

1. *Mines Saint-Étienne, Univ Lyon, Univ Jean Monnet, INSERM, U 1059 Sainbiose, Centre CIS Saint-Étienne, France.*
2. *Thuasne, BP 243, 92307 Levallois-Perret cedex, France.*
3. *Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Faculty of Medicine, University Jean Monnet, Saint-Étienne, France.*
4. *Université de Lyon, Université Jean Monnet - Saint-Étienne, LIBM, EA 7424, F-42023 Saint-Étienne, France.*
Email : fanette.chassagne@mines-saint-etienne.org

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

Introduction

La compression du membre inférieur est un modèle thérapeutique parmi les plus courants pour le traitement de l'insuffisance veineuse.

Cette pathologie très fréquente [1] va de la sensation de « *jambe lourde* » à l'ulcère veineux, sa forme la plus sévère.

Le traitement compressif, dont l'efficacité clinique est largement admise [2, 4], est réalisé grâce à des chaussettes de compression ou des bandes de compression.

Ces dernières sont utilisées au début du traitement [5] ou pour traiter des pathologies sévères.

Les bas de compression diffèrent des bandes par leur mode d'application sur le membre inférieur. Ils sont enfilés sur la jambe alors que les bandes de compression sont enroulées autour de la jambe.

Les bas de compression exercent aussi une pression dégressive depuis la cheville vers la jambe, voire la cuisse.

Cette pression est mesurée à l'aide d'une méthode de test normalisée [6] permettant de répartir les bas de compression en 4 classes, selon le niveau de pression exercé à la cheville.

La pression

La pression appliquée sur la jambe, aussi appelée pression d'interface, est le principe actif du traitement.

Elle est fonction de la tension de la bande T (i.e. la force nécessaire pour allonger la bande), de la technique de pose (ici le nombre de recouvrements n pour une pose en spirale), et de la géométrie de la jambe.

Cette dernière est modifiée lors d'un changement de position (de la position allongée à debout par exemple) du fait de la gravité mais aussi des propriétés mécaniques des tissus mous (peau, tissus musculaires et adipeux) en raison de la contraction musculaire [7].

Selon la loi de Laplace, la pression appliquée par un textile en tension sur une surface courbe, la jambe, dépend de son rayon de courbure r_c (i.e. la morphologie de la jambe) :

$$P = \frac{nT}{r_c},\ T > 0,\ r_c > 0$$

Les bandes de compression sont classées selon deux paramètres : leur allongement maximum et leur comportement élastique (ou non) [8].

Une bande de compression élastique est une bande qui va retrouver sa longueur initiale lorsqu'elle n'est plus mise sous tension, alors qu'une bande de compression inélastique au contraire gardera une déformation résiduelle d'au moins 10 % de sa longueur initiale.

L'indice de rigidité

Ces dispositifs de compression médicaux sont également classés selon leur indice de rigidité aussi appelé *Static Stiffness Index* (SSI) [9].

Il correspond à la variation de la pression d'interface mesurée à la cheville (au niveau du point B1) quand le sujet passe d'une position couchée à une position debout.

Lors du changement de position, la variation de pression dépend aussi de l'élasticité de la bande [10].

En effet, un dispositif de compression par bande élastique s'adapte facilement au changement de géométrie de la jambe et résulte donc en une faible augmentation de pression ($<$ 10 mmHg), alors qu'il résulte en une forte augmentation de pression $>$ 10 mmHg) pour un dispositif inélastique [11].

Finalement, le frottement entre la bande et la peau, mais aussi entre les différentes couches de bandes, permettent également de maintenir le bandage une fois posé.

La pression d'interface dépend donc de nombreux paramètres liés au bandage (propriétés mécaniques des bandes et techniques de pose) ou liés au patient (morphologie du patient et position) **(Figure 1)**.

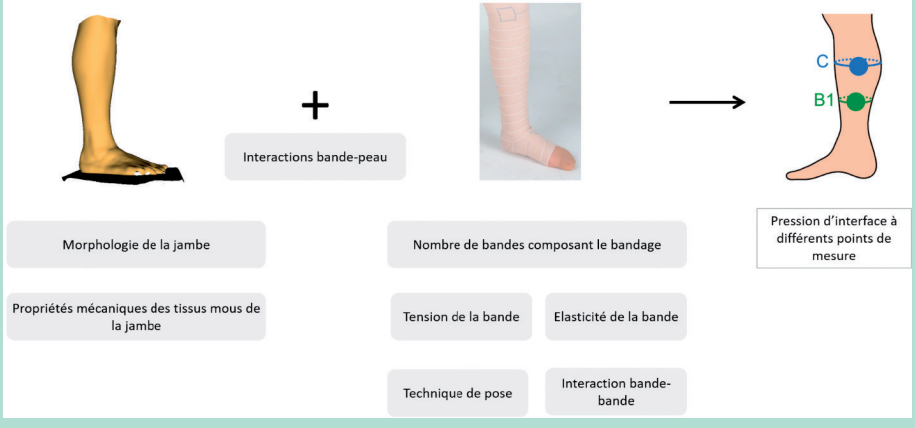


FIGURE 1 : Paramètres identifiés comme pouvant avoir un rôle dans la génération de pression d'interface.

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

Afin d'être capable de maîtriser et prédire cette pression de manière personnalisée, il est essentiel de mieux comprendre les mécanismes influençant la pression exercée par un bandage sur le membre inférieur.

C'est l'objet de cette étude qui combine à la fois des approches expérimentales et de la modélisation.

Elle a été réalisée dans le cadre d'une thèse de Doctorat avec l'École des Mines de St Étienne, l'université Jean Monnet et le CHU de St Étienne et la Société Thuasne [12].

Méthodes et résultats

Étude de la pression exercée par une bande

La pression appliquée par différents bandages a été mesurée sur les jambes de 30 sujets, 15 hommes et 15 femmes [13].

Les sujets ont été sélectionnés en fonction de la circonférence C_{B1} de leur jambe au niveau du point de mesure B1 (jonction entre le tendon d'Achille et le muscle gastrocnémien) [14] **(Figure 1)** et répartis en 3 groupes : $C_{B1} \leq 29$ cm, 29 cm $< C_{B1} <$ 32 cm et $C_{B1} \geq 32$ cm.

Deux bandes élastiques à allongement long, Biflex® 16 Thuasne (B16) et Biflex® 17 Thuasne (B17), ont été appliquées en spirale avec 2 ou 3 recouvrements (i.e. en recouvrant la bande sur la moitié ou sur les 2/3 de sa largeur).

Ces deux bandes ont une structure textile très similaire, mais une tension à la pose différente (tension pour un allongement de 30 % : 70 cN/cm pour la B16 *versus* 130 cN/cm pour la B17) [8].

Elles possèdent par ailleurs un motif d'étalonnage imprimé qui permet à la fois de maîtriser l'allongement à la pose et le recouvrement (grâce à des figures géométriques carrées).

La pression exercée par ces bandages a été mesurée à hauteur des points B1 et C (là où la circonférence du mollet est la plus grande) **(Figure 1)**, sur la face interne de la jambe en position allongée et en position debout, avec le capteur de pression Picopress® (MicroLab Elettronica, Ponte S. Nicolo, Italy).

Résultats

Les pressions mesurées étaient proportionnelles au nombre de recouvrements n **(Figure 2-A)**, et corrélées à la tension de la bande lors de la pose.

Cependant, le ratio entre les pressions exercées par la bande B16 et la bande B17 était très différent du ratio de leur tension **(Figure 2-B)**.

Des paramètres autres que la tension de la bande, comme la technique de pose et la morphologie du patient, influent donc sur la pression d'interface.

Les résultats obtenus ont également montré la dégressivité de la pression d'interface entre la cheville et le mollet.

Selon la technique de pose et la tension de la bande, les bandes sèches de compression élastiques à allongement long, permettent donc de produire une large plage de pressions (pressions comprises entre 20 mmHg et plus de 70 mmHg) et sont donc utilisables dans des situations thérapeutiques nombreuses.

Étude de la pression exercée par la superposition de deux bandes de compression

La superposition de deux bandes de compression est une pratique clinique très courante. L'ensemble se compose d'une première bande dont la dont la fonction est de protéger la peau souvent fragile, mais aussi de donner à la jambe une forme plus homogène, et d'une deuxième bande (à allongement long/court).

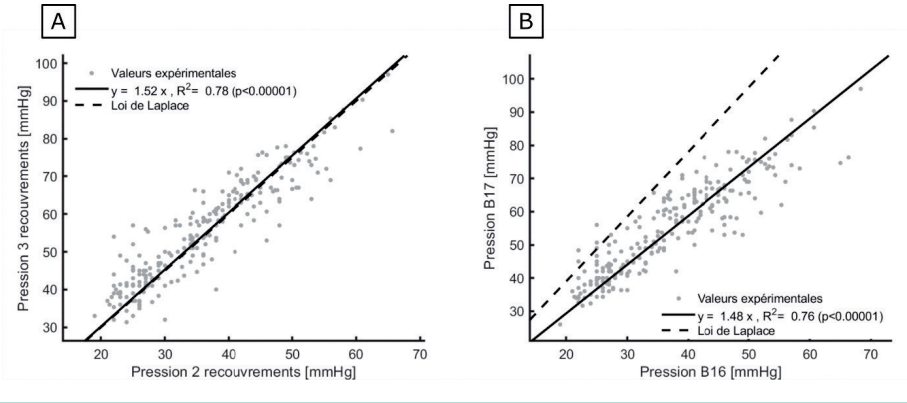


FIGURE 2 : A - Pression appliquée par un bandage à 3 recouvrements en fonction de la pression exercée par un bandage à 2 recouvrements ; B - Pression appliquée par la bande B17 en fonction de la pression appliquée par la B16.

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

Afin de mieux comprendre les phénomènes mis en jeu lors de la superposition, une étude clinique a été réalisée au sein du Service de Médecine Physique et de Réadaptation du CHU de Saint-Étienne [15].

Au total, 25 patients avec un déficit moteur consécutif à un AVC (accident vasculaire cérébral) ou un traumatisme, ont été inclus dans l'étude.

Pour chaque patient, la pression exercée par six types différents de bandage a été mesurée sur les deux jambes, le patient étant en position allongée, assise et debout dans un verticalisateur. Les bandages étaient composés d'une bande élastique, à allongement long (Biflex® 16, Thuasne) et/ou d'une bande inélastique, à allongement court (Rosidal® K, L & R) posées seules ou en combinaison dans un ordre variable (B16+RK signifie, par exemple, que la bande B16 est posée sur la peau et que la bande RK est posée sur la bande B16, etc.).

Résultats

Bien que les deux bandes, appliquées seules, exerçaient des pressions similaires lorsque le patient était en position allongée **(Figure 3)**, la bande inélastique présentait un SSI (indice de rigidité) plus élevé.

Les bandages multicouches, composés d'une bande élastique et d'une bande inélastique, exerçaient des pressions différentes suivant l'ordre d'application des bandes.

Cependant, la variation de pression entre la position allongée et debout (SSI) était la même pour les deux bandages multicouches.

Les mesures de pression ont également montré une dégressivité de la pression depuis la cheville vers la jambe pour les différents dispositifs de compression étudiés, à l'exception de la bande RK seule.

Cette étude a donc permis de montrer l'impact de l'ordre d'application des bandes de compression sur la pression d'interface : une bande élastique à allongement long exerce une pression équivalente à celle d'une bande non élastique à allongement court, et la combinaison d'une bande élastique avec une bande non élastique exerce une pression équivalente à deux bandes non élastiques superposées, avec un indice de rigidité également proche.

Étude de l'effet des propriétés mécaniques des tissus mous de la jambe sur la pression d'interface

L'hypothèse a été retenue que la variation de pression de la position assise à la position debout était la conséquence d'un changement de géométrie de la jambe (effet de la gravité sur le sang et les tissus mous) et d'une variation des propriétés mécaniques de la jambe (muscles contractés pour maintenir la position debout).

Une méthodologie utilisant un dispositif de mesure non invasif, allié à un modèle par éléments finis en 2D, a été développée pour caractériser la raideur des tissus mous de jambe [16].

Elle a été implémentée dans l'étude clinique décrite, conjointement à la mesure des pressions d'interface.

Résultats

Cette étude a montré une augmentation significative du module d'élasticité linéaire E de la position assise à debout : 10,2 kPa [6,1 ; 18,5] en position assise et 18,4 kPa [8,4 ; 52,1] en position debout. La très grande dispersion dans les modules mesurés est la conséquence d'une grande hétérogénéité au sein de la population incluse dans l'étude (spasticité, patient marchant ou non, ...).

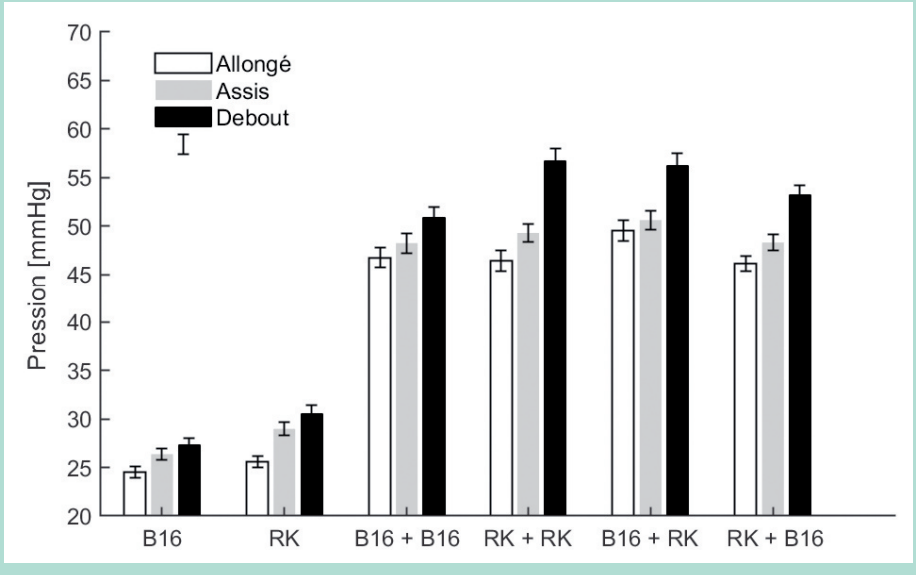


FIGURE 3 : Pression appliquée par les différents bandages mono ou multi couches en position allongée, assise et debout.

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

Cependant, aucune corrélation n'a été observée entre la variation de module élastique et la variation de pression **(Figure 4)**.

Il est donc possible de conclure que la variation de pression est principalement la conséquence d'un changement de géométrie de la jambe.

Même si cette étude démontre que les propriétés mécaniques des tissus mous ne semblent pas impacter la pression d'interface, elles impactent la transmission de cette pression vers les veines [17].

Étude de l'effet des phénomènes de frottement sur la pression

Les approches précédentes ont démontré les limites de la loi de Laplace suggérant que des facteurs autres que la technique de pose, la morphologie du patient et la tension de la bande influent sur la pression d'interface.

Afin d'identifier plus précisément l'importance de différents facteurs dans la pression d'interface générée, un modèle numérique a été développé [18] afin de simuler la pose de la bande sur la jambe **(Figure 5)**, tenant compte de la géométrie de la jambe, de la technique de pose, ainsi que des frottements bande-peau et bande-bande.

Ce modèle a ensuite été réduit à l'aide d'un plan d'expérience numérique, qui a montré que la variation de pression observée dépendait de 4 facteurs : la géométrie de la jambe, les propriétés mécaniques des tissus mous de la jambe, la tension de la bande et le coefficient de frottement entre la peau et la bande.

Le coefficient de frottement bande-bande et les propriétés mécaniques des tissus mous de la jambe n'ont qu'une faible influence sur la pression d'interface.

Dans un deuxième temps, les valeurs prédites par le modèle réduit ont été confrontées aux mesures de pression au point B1 réalisées sur 66 jambes dans le cadre de l'étude clinique décrite précédemment.

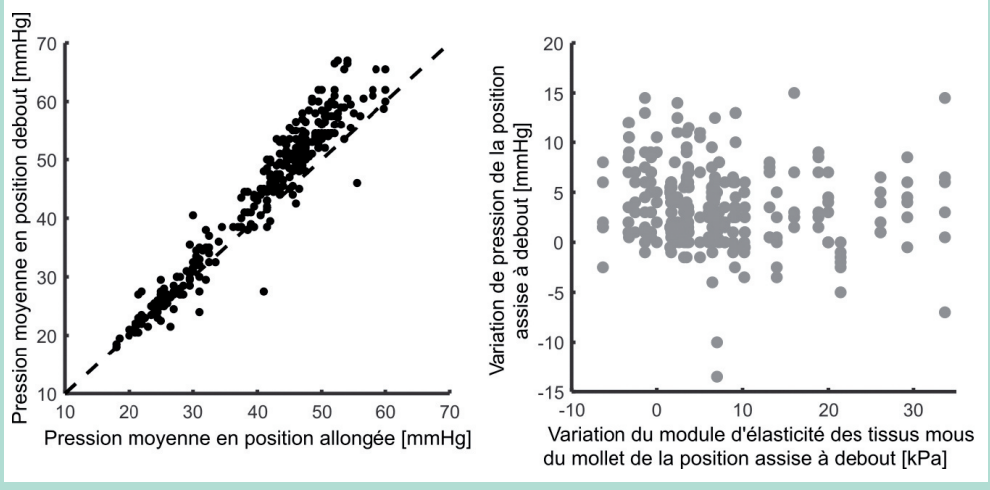


FIGURE 4 : A - Pression d'interface en position debout en fonction de la pression d'interface en position assise ; B - Variation de la pression d'interface de la position assise à debout, en fonction de la variation du module élastique de la jambe lors de ce même changement de position.

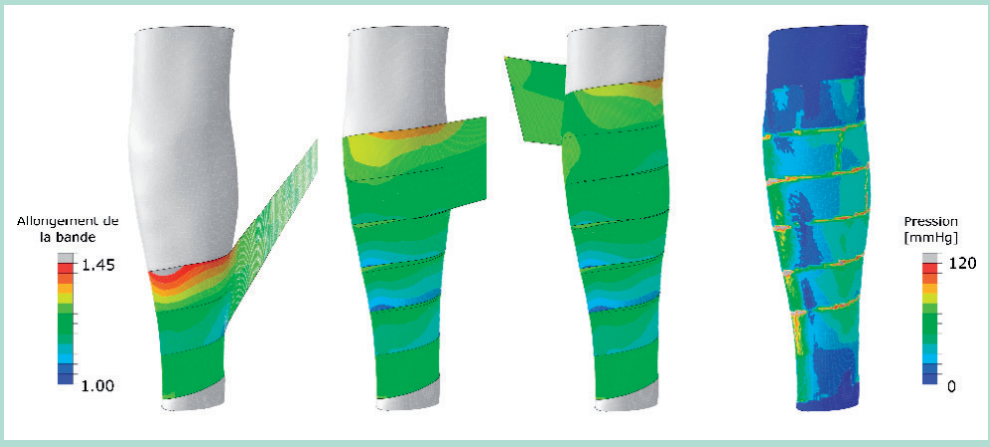


FIGURE 5 : Simulation numérique de la pose d'une bande sur la jambe et distribution des pressions sur la jambe.

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

Résultats

Les pressions calculées avec ce modèle réduit (quelques minutes contre quelques jours pour une simulation), sont en accord avec les valeurs cliniques (erreur = 9,7%).

Conclusion

Cette approche originale, à la fois expérimentale et numérique a permis de mieux identifier les paramètres influant sur la pression appliquée par une bande sèche de compression. Outre la tension de la bande et la géométrie de la jambe, la technique de pose et le frottement entre la peau et la bande ont un impact significatif sur la pression exercée.

D'un point de vue pratique, cette étude a aussi montré que les bandes élastiques à allongement long permettent d'exercer aussi bien des pressions faibles qu'élevées, et dégressives le long de la jambe, comme les bas de compression médicaux.

Elle a également démontré que la superposition d'une bande élastique à allongement long avec une bande non élastique permettait d'obtenir d'une part un niveau de pression équivalent à la superposition de deux bandes de compression inélastiques à allongement court, mais également un indice de rigidité important.

Enfin, ces résultats sont également à mettre en regard de la durabilité de la pression, plus importante pour les bandes élastiques que pour les bandes inélastiques [19].

Cette étude a aussi soulevé de nombreuses questions quant aux mécanismes mis en jeu lors de la superposition de deux bandes de compression, et plus particulièrement lorsque ces bandes ont des comportements mécaniques différents.

D'autres approches expérimentales et le développement de modèles numériques plus complets sont donc nécessaires afin de mieux comprendre comment est générée la pression appliquée par un bandage multicouche.

Références

1. Robertson L., Evans C., and Fowkes F. G. R. Epidemiology of chronic venous disease. Phlebology. Jun. 2008 ; 23 (3) : 103-11.
2. Agu O., Hamilton G., and Baker D. Graduated compression stockings in the prevention of venous thromboembolism. Br.J. Surg. Aug. 1999 ; 86 (8) : 992-1004.
3. Lattimer C. R., Kalodiki E., Kafeza M., Azzam M., and Geroulakos G. Quantifying the Degree Graduated Elastic Compression Stockings Enhance Venous Emptying. Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg. Jan. 2014 ; 47 (1) : 75-80.
4. Amsler F., Willenberg T., and Blättler W. In search of optimal compression therapy for venous leg ulcers: A meta-analysis of studies comparing divers bandages with specifically designed stockings. J. Vasc. Surg. Sep. 2009 ; 50 (3) : 668-74.
5. Allaert F. Différentes indications de la compression élastique. Actual. Pharm. Jun. 2015 ; 54 (547) : 14-20.
6. Afnor. NF G30-102 - Articles de bonneterie - Détermination de la pression de contention. 1986.
7. Loram I. D., Maganaris C. N., and Lakie M. Paradoxical muscle movement in human standing: Paradoxical muscle movement in standing. J. Physiol. May 2004 ; 556 (3) : 683-9.
8. Afnor. NFS 97 115:2019 - Bandes textiles de compression et de contention médicales - Spécifications techniques. 2011.
9. Partsch H. The static stiffness index: a simple method to assess the elastic property of compression material in vivo. Dermatol. Surg. Jun. 2005 ; 31 (6) : 625-30.
10. Partsch H. The use of pressure change on standing as a surrogate measure of the stiffness of a compression bandage. Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg. Oct. 2005 ; 30 (4) : 415-21.
11. Partsch H. et al. Classification of Compression Bandages: Practical Aspects. Dermatol. Surg. May 2008 ; 34 (5) : 600-9.
12. Chassagne F. Biomechanical study of the action of compression bandages on the lower leg. Université de Lyon - Mines Saint-Étienne, 2017.
13. Chassagne F., Martin F., Badel P., Convert R., Giraux P., and Molimard J. Experimental Investigation of Pressure Applied on the Lower Leg by Elastic Compression Bandage. Ann. Biomed. Eng. Dec. 2015 ; 43 (12) : 2967-77.
14. Partsch H. et al. Measurement of lower leg compression in vivo: recommendations for the performance of measurements of interface pressure and stiffness: consensus statement. Dermatol. Surg. Feb. 2006 ; 32 (2) : 224-32 ; discussion 233.
15. Chassagne F., Helouin-Desenne C., Molimard J., Convert R., Badel P., and Giraux P. Superimposition of elastic and nonelastic compression bandages. J. Vasc. Surg. Venous Lymphat. Disord. Nov. 2017 ; 5 (6) : 851-8.
16. Frauziols F. et al. In vivo Identification of the Passive Mechanical Properties of Deep Soft Tissues in the Human Leg: In vivo Identification of Passive Mechanical Properties of Leg Soft Tissues. Strain. Oct. 2016; 52 (5) : 400-11.
17. Rohan P.-Y., Badel P., Lun B., Rastel D., and Avril S. Prediction of the Biomechanical Effects of Compression Therapy on Deep Veins Using Finite Element Modelling. Ann. Biomed. Eng. Feb. 2015 ; 43 (2) : 314-24.
18. Chassagne F., Molimard J., Convert R., Giraux P., and Badel P. Numerical Model Reduction for the Prediction of Interface Pressure Applied by Compression Bandages on the Lower Leg. IEEE Trans. Biomed. Eng. Feb. 2018 ; 65 (2) : 449-57.
19. Dréan E., Convert R., and Schacher L. Classification of compression bandages, presented at the The Fiber Society Fall's 2018 Technical Meeting and Conference, Davis, California, USA, 2018.