Phlébologie 2009, 62, 2. p. 67-74

Superposition de bas médicaux de compression

Mesures des pressions d'interface sur jambes saines et calcul des indices de rigidité

Superimposition of medical compression stockings

Interface pressure measurements in normal legs and calculation of the stiffness indices

Benigni J.P.[1,2], Cornu-Thénard A.[1], Uhl J.F.[1], Blin E.[2]

Résumé

Objectif : Comparer les pressions de chaussettes de compression *in vitro* fournies par le fabricant aux pressions d'interface *in vivo* de chaussettes utilisées seules ou en superposition.
Puis calculer les indices de rigidité de ces chaussettes à partir des pressions d'interface mesurées *in vivo*.
Matériels et méthode : Des chaussettes de compression de 10-15 mmHg et de 15-20 mmHg en fil d'Ecosse et en coton (VenoflexTM City - Thuasne) mesurées au dynamomètre ont été utilisées.
Les pressions d'interface ont été mesurées au point de référence B1 à l'aide d'un capteur de pression Kikuhime® dans 3 positions successives : en position couchée au repos et lors d'une contraction musculaire puis en position debout.
Deux indices de rigidité ont été calculés : Le « *Static Stiffness Index* » (différence entre les pressions en position debout et en position couchée) [SSI] et le « *Dorsi Flexion Stiffness Index* » (différence entre les pressions en position couchée, en contraction et au repos) [DFSI].
Un indice de friction a ensuite été calculé.
Résultats et conclusions : 810 mesures ont été réalisées. Il n'existe pas de différence statistiquement significative entre les pressions *in vitro* indiquées par le fabricant et les pressions d'interface *in vivo* au repos mesurées au point B1.
Si lors de la superposition, les pressions *in vitro* s'additionnent exactement; les pressions *in vivo* au repos sont inférieures en moyenne de 11% à la somme des pressions de chaque chaussette mesurée séparément. De même, l'indice de rigidité statique calculé sur les chaussettes superposées est inférieur de 15% à la somme des indices de rigidité de chaque chaussette mesurée séparément.
Les résultats obtenus avec les chaussettes en fil d'Ecosse et en coton sont également différents. Ceci laisse à penser que les indices de friction des matériaux sont un paramètre important à étudier.

Mots clés : *bas médical compressif, superposition, pression d' interface, indice de rigidité, indice de friction.*

Summary

Objectives: To compare the *in vitro* pressures supplied by the manufacturer with the *in vivo* interface pressures of elastic stockings used alone or superimposed.
To calculate the stiffness indices of these stockings from interface pressures measured in vivo.

Material and methods: Compression stockings of 10-15 mmHg and of 15-20 mmHg made of lisle thread and cotton (Venoflex City - Thuasne) measured dynamometrically were used.
The interface pressures were measured at the point of reference B1 by a Kikuhime® pressure probe in 3 successive positions : lying at rest, during a muscular contraction and in the standing position.
Two stiffness indices were calculated : the « *Static Stiffness Index* » (the difference between the standing and the lying pressures) [SSI] and the « *DorsiFlexion Stiffness Index* » (the difference between the pressures in the lying position during a contraction and at rest) [DFSI]. A friction index was then calculated.

Results and conclusions: A total of 810 measurements were made. There was no statistically significant difference between the *in vitro* pressures given by the manufacturer and the *in vivo* pressures at rest at B1.

With superimposition of stockings, the *in vitro* pressures were exactly the sum of the pressures; on the other hand, the resting *in vivo* pressures were on average 11% less than the sum of the pressures of each stocking measured individually. Likewise, the static stiffness index of superimposed stockings was 15% less than the sum of the stiffness indices of each stocking measured individually.

The results obtained with the stockings made of thread of Scotland and cotton were also different. Thus, the friction indices of the materials seem to be an important parameter to evaluate.

Keywords: *medical compression stockings, superimposition, interface pressure, stiffness index, friction index.*

(1) French University Group for Medical Compression Study - Université Paris Descartes, 45 rue des Saints Pères, F 75006, Paris.
(2) HIA Bégin, 69 avenue de Paris, F 94165, St Mandé.
Accepté le 30 mai 2009.

Introduction

Pour mesurer la pression in vitro d'un bas de compression, différentes méthodes sont utilisées en Europe (Hohenstein, IFTH...). Elles peuvent donner des résultats différents. D'autre part, suivant le mode de tricotage du bas (à plat, circulaire ou ultra-mince), les pressions peuvent varier de manière importante (1).

Des méthodes de mesure *in vivo* sont donc nécessaires pour comparer et mieux connaître les caractéristiques des différents bas de compression présents sur le marché français.

• *La mesure de la pression d' interface* consiste à mesurer la pression entre la peau et le matériel compressif en interposant une sonde reliée à un appareil de mesure.

La mesure des pressions d'interface et le calcul d'un indice de rigidité sont des outils simples :
- pour évaluer les propriétés d'un matériel compressif *in vivo* (2).
- et par là-même pour comparer des bas différents entre eux.

• *L' indice de rigidité* est la mesure de la variation de pression lorsque la circonférence du membre varie de 1 cm (SI= ΔP/1 cm). Une telle variation de circonférence n'est jamais enregistrée en pratique. C'est pour cela qu'il est admis que l'indice de rigidité correspond à la variation de pression enregistrée entre 2 positions du membre. Ce n'est pas un véritable indice mais une approximation pragmatique utilisable en clinique.

• *L' indice de rigidité statique (SSI : Static Stiffness Index)* correspond à la différence des pressions d'interface enregistrées entre la position couchée au repos et la position debout (2).

• En France, nous utilisons en plus un deuxième indice de rigidité : *le DFSI (Dorsi Flexion Static Index)*. Il correspond à la différence des pressions d'interface enregistrées entre la position couchée au repos et la position couchée lors d'une dorsiflexion forcée du pied (4).

SSI : indice de rigidité statique.
SSI = Pression debout – Pression couchée au repos.
DFSI = Indice de rigidité statique en dorsiflexion forcée du pied.
DFSI = Pression couchée lors d'une dorsiflexion forcée du pied – Pression couchée au repos.

• Ce travail utilise ces nouveaux outils pour évaluer l'effet mal connu de la superposition de bas de compression. Son intérêt est d'importance, car avec les bas, les pressions délivrées sont beaucoup plus reproductibles qu'avec les bandages, d'où une plus grande certitude thérapeutique dans le traitement des œdèmes et des troubles trophiques d'origine veineuse.

Le résultat d'un indice de rigidité permet d'approcher le comportement du bas *in vivo* (effet compressif et effet de massage).

Que sait-on de la superposition ?

In vitro, un travail de A. Cornu-Thenard et coll. (5) a permis de conclure que la pression des 2 bas superposés est égale à la somme des pressions de chacun des bas pris séparément.
In vivo, à notre connaissance, il n'existe qu'un seul travail publié par H. Partsch et coll.(6) évaluant l'effet de la superposition de bas de compression sur les pressions d'interface. Il a montré que la pression mesurée sous 2 bas de compression est légèrement inférieure à la somme de la pression de chaque bas mesurée séparément.
Notre travail se situe dans le *continuum* de ces deux travaux princeps.

Objectifs

• Comparer les pressions d'interface mesurées *in vivo* au point B1 aux pressions *in vitro* fournies par le fabricant de chaussettes de compression de 10 à 15 mmHg et de 15 à 20 mmHg au point B1 utilisées seules ou en superposition.

• Calculer les indices de rigidité de ces chaussettes utilisées seules ou en superposition à partir des pressions d'interface mesurées *in vivo*.



FIGURE 1 : *Repérage du point B1. Dissection virtuelle de la jambe sur un scanner hélicoïdal sans injection. G : muscle gastrocnémien médial, S : muscle soléaire.*

Matériels et méthodes

• Trois sujets sains (2 hommes et une femme) avec des chevilles de 24, 25 et 26 cm au point B1 (figure 1) ont participé à l'étude.

• Le point de mesure B1 a été choisi.
Anatomiquement, il correspond à une zone étroite située entre le tibia en avant et le tendon d'Achille en arrière, au dessous de la terminaison du muscle gastrocnémien médial. Sous la sonde, se trouve le muscle soléaire. Ce sont ces deux muscles qui se mettent en tension lors des variations de position (figure 1)

Ce point correspond au point décrit dans le CEN (3).
Les mesures ont été faites au point B1 où lors du passage en position debout ou lors de la contraction musculaire, il existe une modification du rayon de courbure local lié à la contraction des muscles.
Lors du passage en position debout, cette déformation est peu importante. Lors de la contraction musculaire, cette déformation est plus importante.

• **Les chaussettes utilisées répondaient aux caractéristiques suivantes (7)** :
- Chaussettes industrielles dégressives (Venoflex™ City Confort, coton, Thuasne) avec talon, composées de 10% d'élasthanne, 43% de polyamide avec un double guipage en coton (47%) de 10 à 15 mmHg et de 15 à 20 mmHg au point B1 (figures 1 et 2) de différentes tailles.
- Chaussettes industrielles dégressives (Venoflex™ City fil d'Ecosse, Thuasne) avec talon composées de 11% d'élasthanne, 24% de polyamide avec un double guipage en fil d'Ecosse (65%) de 10 à 15 mmHg et de 15 à 20 mmHg au point B1 (figures 1 et 2) de différentes tailles.

Les tailles des chaussettes utilisées correspondaient aux recommandations du fabricant selon les circonférences mesurées aux chevilles.
Nous avons utilisé l'extenseur du Docteur Cornu-Thenard (8) afin de ne pas décaler le placement des repères placés sur les chaussettes. Ceci nous a permis de contrôler l'étirement et de positionner les repères définis par le fabricant à hauteur du point B1 sur la jambe.

• **Mesure de la pression *in vitro* :**
Les pressions des chaussettes utilisées ont donc été mesurées au dynamomètre au point B1 selon la norme NFG30-102B (figures 2 et 3).

• **Mesure de la pression d'interface *in vivo* :**
Les pressions d'interface ont été mesurées avec le système Kikuhime composé de :
- un boîtier (Figure 4) (TT Medi Trade, Soleddet 15, DK 4180 Soro)



FIGURE 2 : Méthode de mesure de la pression in vitro par dynamométrie.



FIGURE 3 : Marquage des chaussettes au point B1 CEN. (les marques correspondent aux points de mesures dynamométriques in vitro : B en bas et B1 en haut.



FIGURE 4 : Boîtier Kikuhime

- Une sonde (Figure 5) de forme ovale de 30 x 38 mm, de 3 mm d'épaisseur quand elle est calibrée à 0 mmHg, au point B1.

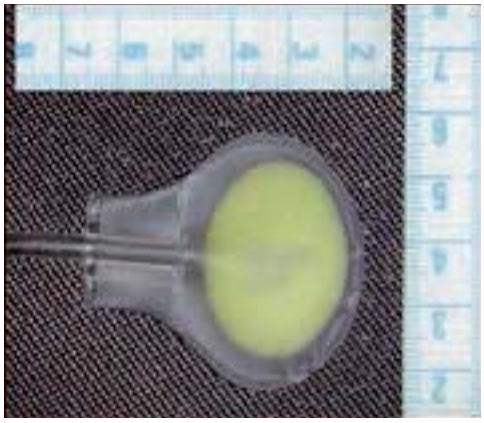

FIGURE 5 : Capteur de pression.

• La pression d'interface au point B1 :
elle a été mesurée sur la jambe droite de 3 sujets dans 3 positions successives (couchée au repos, couchée en contraction, puis debout). Chacune des mesures a été répétée 3 fois sous 1 ou 2 bas (classe 1, classe 2, classe 1 + classe 1, classe 1 + classe 2, classe 2 + classe 2) avec des bas en coton et en fil d'Ecosse. Le ou les bas ont été enfilés 3 fois. Il a donc été effectué 810 mesures.

Méthodes d'analyse statistique

La mesure du coefficient de variation (écart-type divisé par la moyenne) a été utilisée pour la reproductibilité des mesures. La comparaison des moyennes pour la pression d'interface et l'indice de rigidité ont été effectués grâce au test- t de Student. Le logiciel de statistiques Statview version 5 a été utilisé pour faire les calculs.

Résultats

• Mesures des pressions *in vitro :*
Les pressions théoriques au point B1 ont donc été fournies par le fabricant. Les pressions théoriques de ces chaussettes répondaient toutes aux pressions exigées pour faire partie des classes françaises 1 (10 à 15 mmHg) ou 2 (15 à 20 mmHg) [tableau 1].

• Mesures comparées des pressions *in vitro* et *in vivo* :
Pour le coton, les résultats sont présentés dans le tableau 2 et pour le fil d'Ecosse dans le tableau 3.

Les pressions théoriques des chaussettes utilisées répondaient toutes aux pressions exigées pour faire partie des classes françaises 1 (10 à 15 mmHg) ou 2 (15 à 20 mmHg). Les pressions d'interface mesurées *in vivo* en B1 au repos reste dans les limites de pression définies pour chaque classe de bas. La comparaison des moyennes de pression *in vitro* et *in vivo* au repos ne montre pas de différence significative. Les résultats sont similaires pour les chaussettes en coton (tableau 2). Et en fil d'Ecosse (tableau 3).

Si les pressions théoriques mesurées in vitro sont toujours proches des pressions in vivo au repos en position couchée, elles sont toujours significativement inférieures aux pressions de travail quel que soit le modèle du bas utilisé seul ($p<0.01$).

Résultats lors de la superposition :

- Les pressions *in vitro* correspondent à la somme des pressions théoriques fournies par le fabricant pour chaque bas. Ainsi par exemple, la pression *in vitro* en superposition des bas coton de classe 1 est égale à la somme des pressions des bas *in vitro* réellement testés en superposition chez les 3 sujets soit 25.7 mmHg (et non point le double de la pression moyenne théorique de l'ensemble des bas utilisés).
- Pour un même modèle de bas, les pressions mesurées en B1 en position couchée au repos sont en moyenne inférieures de 11 % à la somme des pressions mesurées *in vivo* en B1 de chaque bas pris séparément (tableaux 2 et 3) [$p <0.5$]. Il est par ailleurs noté des variations importantes selon le type de superposition et la matière utilisée (de 5.1% à 21.5%).
- Ainsi en pratique, on ne peut pas prévoir la pression réelle en superposition au point B1 à partir des pressions théoriques fournies par le fabricant.

Moyenne (écart type)	Coton 1	Coton 2	Fil d'Ecosse 1	Fil d'Ecosse 2
Pressions ***in vitro***	**13.3 (1.3)**	**17.3 (1.3)**	**12.5 (1.0)**	**15.9 (1.1)**

TABLEAU 1 : Moyenne et écart-type des mesures in vitro des modèles de chaussettes utilisées au point B1 (coton classe 1, coton classe 2, fil d' Ecosse classe 1, fil d' Ecosse classe 2)

Moyenne (écart-type)	**Classe 1**	**Classe 2**	**1+1**	**1+2**	**2+2**
In vitro	**13,3 (1,3)***	**17,3 (1,3)****	**25,7**	**30,5**	**33,9**
In vivo **repos**	**13,0 (1,1)***	**15,7 (1,3)****	26,8 (0,7)	27,7 (1,9)	27,9 (2,8)
contraction	19.6 (0,9)	23,9 (1,0)	36,3 (1,7)	40,3 (1,2)	41,9 (1,5)
debout	17,6 (2,3)	20,7 (1,0)	32,5 (1,7)	33,7 (2,5)	35,1 (2,7)
DFSI	**6.6 (0,7)**	**8,2 (0,4)**	**9,5 (0,5)**	**12.6 (1,5)**	**14 (1,5)**
SSI	**4.4 (1,0)**	**5 (0,8)**	**5,7 (1,6)**	**6,0 (0,7)**	**7,2 (1,1)**

TABLEAU 2 : Moyenne et écart-type des pressions au point B1 in vitro et in vivo des chaussettes en coton de classe 1 (10-15 mmHg) et de classe 2 (15-20 mmHg) en simple couche et suivant les 3 combinaisons de superposition.
** p= NS ** p = NS*

Moyenne (écart-type)	**Classe 1**	**Classe 2**	**1+1**	**1+2**	**2+2**
In vitro	**12,5 (1,0)***	**15,9 (1,0)****	**23,6**	**28,5**	**32,7**
In vivo **repos**	**12,9 (1,1)***	**15,1 (1,3)****	23,3 (2,8)	25,1 (1,9)	26,9 (1,6)
contraction	18,4 (0,9)	21,5 (1,0)	32,7 (1,7)	34,8 (2,5)	37,2 (2,5)
debout	16,7 (1,1)	19,8 (1,0)	28,8 (2,0)	31 (2,1)	33 (0,9)
DFSI	**5,5 (0,5)**	**6,4 (0,6)**	**9,4 (1,4)**	**9,7 (1,6)**	**10,3 (2,0)**
SSI	**3,8 (0,8)**	**4,7 (0,8)**	**5,5 (1,2)**	**5,9 (1,5)**	**6,1 (1,8)**

TABLEAU 3 : Moyenne et écart-type des pressions au point B1 in vitro et in vivo des chaussettes en fil d' Ecosse de classe 1 (10-15 mmHg) et de classe 2 (15-20 mmHg) en simple couche et suivant les 3 combinaisons de superposition.
** p= NS ** p = NS*

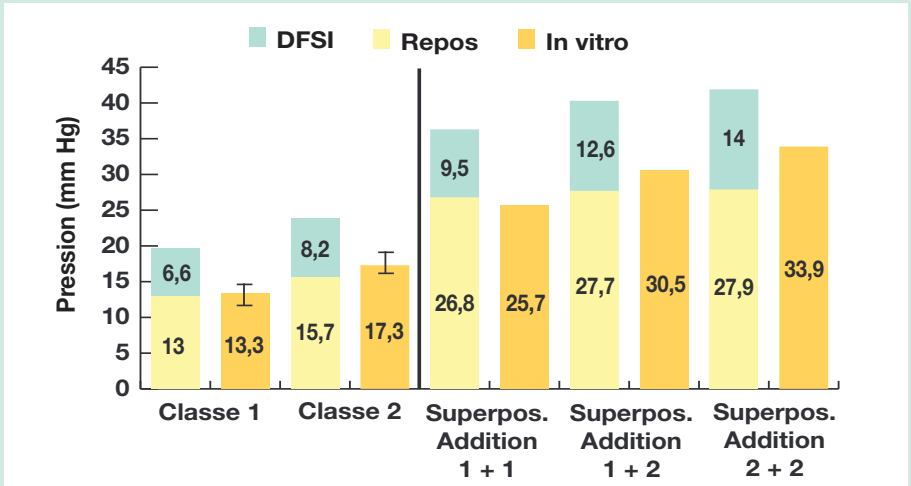

*FIGURE 6 : Pressions moyennes d' interface comparées aux pressions moyennes in vitro. Chaussettes en **coton** utilisées seules et superposées. (Les barres indiquent les intervalles de confiance à 5%).*

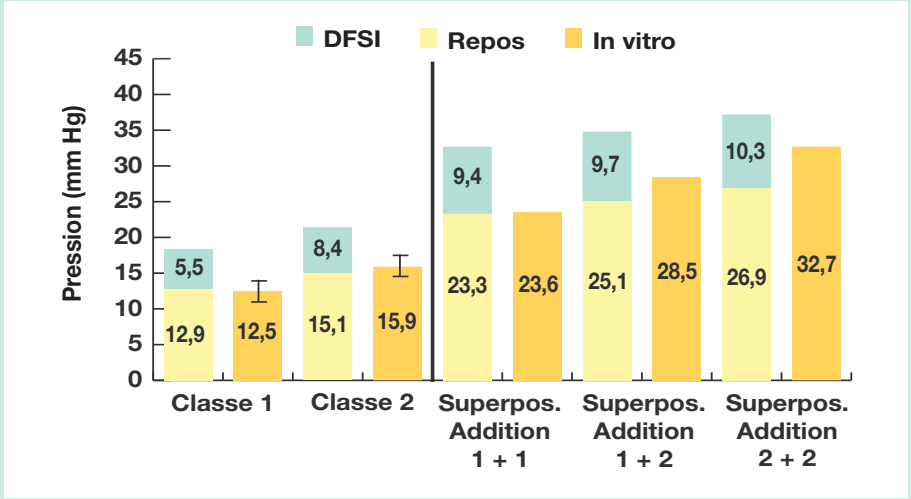

*FIGURE 7 : Pressions moyennes d' interface comparées aux pressions moyennes in vitro. Chaussettes en **fil d'Ecosse** utilisées seules et superposées. (Les barres indiquent les intervalles de confiance à 5%).*

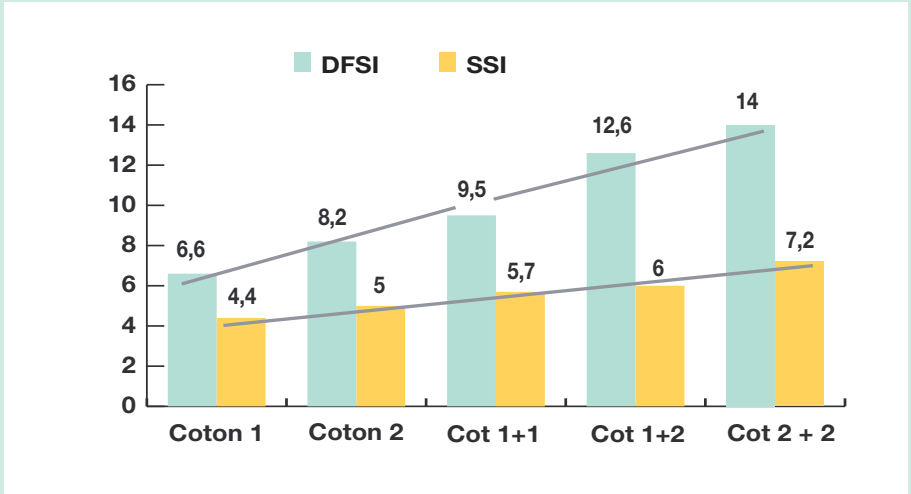

FIGURE 8 : Comparaison de 2 indices de rigidité statiques : SSI (Partsch= Static Stiffness Index) et DFSI (= Dorsiflexion Stiffness Index) pour les chaussettes en coton utilisées seules ou superposées.

De plus, lors de la superposition de 2 bas, l'indice de rigidité (DFSI) est inférieur de 15% à la somme des indices de chaque bas calculés séparément.

- Les indices de rigidité augmentent au fur et à mesure que les pressions d'interface augmentent (figures 6 et 7).
  Ces constatations sont valables aussi bien pour les chaussettes en coton qu'en fil d'Ecosse.
  Une dernière remarque, la différence entre la pression de repos et les pressions de travail (debout ou lors de la contraction) sur le bas utilisé ou les bas superposés est statistiquement significative dans tous les cas ($p < 0.01$).
- Calcul des indices de rigidité statiques : L'indice de rigidité calculé sur 400 mesures selon la méthode de Partsch (SSI= Static Stiffness Index) est en moyenne égal à 64% de l'indice DFSI (Dorsi-Flexion Stiffness Index) [figure 8].
  Ces résultats sont illustrés par la figure 6 pour le coton, et la figure 7 pour le fil d'Ecosse.
  De plus, le coefficient de variation du SSI est supérieur au DFSI (3% versus 2.4%).

Le Coefficient de corrélation entre SSI et DFSI est de 0.778. Ceci démontre une excellente corrélation entre les 2 indices. Ces mesures sont très reproductibles. En effet, le coefficient de variabilité global (écart-type des mesures divisé par la moyenne) est égal à 2.3%.

A noter que :
- Le coefficient de variabilité calculé sur 300 mesures en position couchée au repos est de 1.7%,
- Le coefficient de variabilité calculé sur 300 mesures en position couchée lors de la contraction est de 2.4 %.
- Le coefficient de variabilité calculé sur 300 mesures en position debout est de 3 %.

Discussion

- Cette étude confirme les données déjà présentées :
- *In vitro* par A. Cornu-Thenard (5).
- *In vivo* par H.Partsch et col. (2).
- Les pressions réelles au repos en superposition sont proches des pressions calculées *in vitro* et non significativement différentes.
- Les indices statiques de rigidité (SSI et DFSI) augmentent avec l'augmentation des pressions.
- La comparaison des résultats entre les deux indices de rigidité montre que le coefficient de variation du SSI est plus élevé que celui du DFSI.

Une explication possible à ces résultats serait que, contrairement au SSI qui correspond à une simple mise en tension musculaire, le DFSI correspond à une vraie contraction musculaire. Celle-ci est probablement plus stable. Elle est donc plus reproductible, du fait d'une variation plus homogène de la forme des muscles jambiers sous la sonde.

Ceci n'est pas en accord avec l'article de G. Mosti (9) qui trouve le SSI plus reproductible que le DFSI.

Mais les sondes utilisées sont différentes.

- Enfin, nous avons remarqué que, selon la matière utilisée, les indices de rigidité variaient lors de la superposition. Ce phénomène nous semble en relation avec une variation de la friction des 2 chaussettes l'une sur l'autre. C'est pour cela que nous croyons utile d'introduire la notion d'indice de friction (IF).
- Nous postulons que cet indice est égal à l'indice de rigidité des 2 chaussettes superposées (SI^{sup}) divisé par la somme des indices de rigidité des 2 chaussettes prises séparément (SI^{seul}).

$$IF = \frac{SI^{sup}}{SI^{seul} + SI^{seul}}$$

- *Ainsi par exemple :*

- Pour 2 chaussettes en coton de classe 2, l'indice est égal à $\frac{14}{8.2+8.2} = 0.85$ si on utilise le DFSI

Ou 0.72 si on utilise le SSI

- Pour 2 chaussettes en fil d'Ecosse de classe 2 $= \frac{10,3}{6.4+6.4} = 0.80$

Ou 0.65 si on utilise le SSI.

- Le tableau 4 montre les valeurs des indices de friction pour des chaussettes identiques en pression et en matière.

On constate ainsi que les indices de friction varient :
- Selon les fils de guipage de la trame et de la maille utilisés.
- La pression exercée par la chaussette.

- C'est ainsi que l'indice de friction des chaussettes superposées de classe 2 (0,85) est significativement supérieur à celui des chaussettes superposées de classe 1 (0,72) : $p < 0.01$. A l'opposé avec le fil d'Ecosse, le coefficient de friction des chaussettes superposées de classe 2 (0,80) est un peu inférieur à celui des chaussettes en fil d'Ecosse de classe 1 (0,85). Cette dernière différence n'est pas significative.

  On peut donc imaginer que si les chaussettes glissent bien l'une sur l'autre, l'indice sera plus faible.

  Si en revanche, les 2 surfaces s'accrochent l'une à l'autre, l'indice sera plus élevé.

					Indices de Friction	
Coton	classe 1	classe 2	1+1	2+2	F 1+1	F 2+2
DFSI	**6,6**	**8,2**	**9,5**	**14**	**0,72**	**0,85**
SSI	**4,4**	**5**	**5,7**	**7,2**	**0,65**	**0,72**
Fil Ecosse	classe 1	classe 2	1+1	2+2	F 1+1	F 2+2
DFSI	**5,5**	**6,4**	**9,4**	**10,3**	**0,85**	**0,80**
SSI	**3,8**	**4,7**	**5,5**	**6,1**	**0,72**	**0,65**

TABLEAU 4 : Indices de friction des bas de compression en coton et en fil d' Ecosse
DFSI= dorsiflexion stiffness index SSI= static stiffness index
Les indices de friction sont représentés en bleu sur la droite.
F 1+1 indice de friction des chaussettes superposées de classe 1
F 2+2 indice de friction des chaussettes superposées de classe 2

- Enfin, il est à noter qu'un certain nombre de facteurs semblent aussi influencer les résultats :

- Le matériel de mesure utilisé et le taille du capteur.
- La position du capteur.
- La morphologie du sujet (longiligne, bréviligne, musculature...).
- Le mode calcul de l'indice de rigidité.

Conclusion

Cette étude portant sur des chaussettes de compression a montré qu'il n'existe pas de différence statistiquement significative entre les pressions *in vitro* indiquées par le fabricant et les pressions d'interface *in vivo* au repos mesurées au point B1.

La pression *in vitro* pour chaque chaussette est toujours comprise entre la pression d'interface au repos et les pressions de travail.

Si lors d'une superposition, les pressions *in vitro* s'additionnent exactement, *in vivo* les pressions au repos sont inférieures en moyenne de 11% à la somme des pressions de chaque chaussette mesurée séparément.

L'indice de rigidité statique lors de la superposition est inférieur de 15 % à la somme des indices de chaque chaussette calculé séparément.

Les résultats obtenus avec les chaussettes en fil d'Ecosse et en coton sont également différents. Ceci laisse à penser que les indices de friction des matériaux sont un paramètre important à étudier.

Références

1. Van der Wegen-Freken K. Roest W., Tank B., Neumann M. Calculating the pressure and the stiffness in three different categories of class II medical elastic compression stockings. Dermatol Surg. 2006 Feb; 32 (2): 216-23.

2. Partsch H. The static stiffness index: a simple method to assess the elastic property of compression material *in vivo*. Dermatol Surg. 2005 Jun; 31 (6): 625-30.

3. CEN European Prestandard. ENV12718. Medical compression hosiery. European Committee for Standardization. Brussels, 2001; 1-43.

4. Bénigni JP., Cornu-Thénard A., Uhl JF., Blin E. Compression bandages: influence of techniques of use on their clinical efficiency and tolerance. Int. Angiol. 2008; 27(1): 68-73.

5. Cornu-Thénard A., Boivin P., Carpentier PH., Courtet F., Ngo P. Superimposed elastic stockings: pressure measurements. Dermatol Surg. 2007 Mar; 33 (3): 269-75.

6. Partsch H, Partsch B, Braun W. Interface pressure and stiffness of ready made compression stockings: comparison of in vivo and in vitro measurements. J. Vasc Surg. 2006 Oct; 44(4): 809-14.

7. Rabe E., Partsch H., Jünger M., Abel M., Achhammer I., Becker F., Cornu-Thénard A., Flour M., Hutchinson J., Iβberner K., Moffatt Ch., Pannier F. Guidelines for clinical studies with compression devices in patients with venous disorders. Eur J Vasc Endovasc Surg 2008 Apr; 35(4): 494-500.

8. Cornu-Thénard A. Un extenseur au service de la contention. J. Mal. Vasc. 1980, 5 : 73-74.

9. Mosti GB., Mattaliano V. Simultaneous changes of leg circumference and interface pressure under different compression bandages. Eur J Vasc Endovasc Surg. 2007; 4: 476-82

Remerciements : nous tenons à remercier les **Laboratoires THUASNE** et en particulier **Madame Elizabeth Ducottet** pour nous avoir encouragé dans la réalisation de ce travail et nous avoir fourni le matériel testé avec le plus grand soin.