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

Taille des bas de compression médicale et hémodynamique veineuse.

Size fitting of compression stockings and venous hemodynamics.

Quelles sont les conséquences d'une taille mal adaptée ? Les produits de série de classe 2 proposés par les fabricants français sont-ils adaptés à la population ?

Chauveau M.[1], Cros F.[2], Bassez S.[2], Gelade P.[2], Fourgeau P.[2], Sabardeil J.[2], Moscatiello T.[2], Ouchene A.[2]

Résumé

L'efficacité et la tolérance des bas de compression médicale (BCM) sont liées à l' adaptation de la taille du bas aux dimensions du membre.
À partir de la modélisation du champ des pressions appliquées et de celle de l'hémodynamique veineuse, nous avons simulé l'effet d'un bas de classe 2 en cas d'incontinence veineuse superficielle modérée.
Le reflux saphénien est réduit de 80 % par un bas de taille adaptée, 53 % par un bas d'une taille trop grand, 85 % par un bas d'une taille trop petit ; ce dernier génère une surpression cutanée locale (tendon d'Achille et face antérieure de cheville) de 48 mmHg (contre 35 mmHg avec la taille adaptée). Le décalage d'une taille s'avère être, pour les pressions exercées, l'équivalent d'un décalage d'une classe de compression. La taille du bas est donc aussi importante que la classe de compression.
Nous avons confronté les mensurations de la population féminine avec les grilles de taille des six BCM pour femme de classe 2 les plus vendus.
Il en ressort que les taux de couverture de cette population vont, selon les fabricants : de 55,1 % à 98,1 % chez les 18-70 ans, et de 61 % à 98,9 % chez les plus de 70 ans pour les bas-cuisse ; de 71,8 % à 96 % chez les 18-70 ans, et de 74,4 % à 96,4 % chez les plus de 70 ans pour les bas-jarret; le taux proche de 100 % de certains fabricants étant obtenu au prix d'une multiplication du nombre de tailles.
L'offre de série des BCM de classe 2 couvre donc, pour ce qui est des tailles, la grande majorité de la population féminine française.

Mots-clés : *compression veineuse, taille des bas, reflux veineux.*

Summary

Efficiency and acceptability of medical compression stockings (MCS) require a good fit between stocking size and limb dimensions.
The effects of wearing a French class 2 MCS, in case of moderate superficial venous incontinence, were simulated by means of a model of pressure fields applied to the skin, and a model of venous hemodynamics.
Saphenous reflux is reduced by 80% by a well fitted MCS, 53% by a MCS too large by 1 size, and 85% by a MCS too small by 1 size; this last generates a localized overpressure (at Achille's tendon and anterior aspect of the ankle) of 48 mmHg (instead of 35 mmHg with the well fitted MCS). A change by one size has approximately the same result, on pressures applied, as a change by one fr class; so size fitting is as important as the choice of compression class.
We compared the body measurements of the female population with the size charts of the six most popular fr class 2 MCS for women.
The coverage rate for this population varies, among manufacturers: from 55.1% to 98.1% in 18-70 years old population, and from 61% to 98.9% in older than 70 years women, for thigh-length stockings; for knee-length stockings it varies from 71.8% to 96% in 18-70 years old population, and from 74.4% to 96.4% in older than 70 years women; the coverage rate near 100% provided by some manufacturers is obtained by means of an increased number of sizes in their chart.
We conclude that, with regard to the range of sizes available, the ready to wear fr class 2 stockings meet the needs of the vast majority of the French female population.

Keywords: compression stockings, size fitting, venous reflux.

1. 148, rue Boucicaut, F-92260 Fontenay-aux-Roses.
2. Service de Biophysique, Laboratoires Innothera, 22, avenue Aristide Briand, F-94110 Arcueil.
E-mail : chauveau.mic@orange.fr
Accepté le 12 novembre 2011

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 médicale est le principal traitement non invasif de l'insuffisance veineuse.

En termes de produit, elle se traduit majoritairement, en France, en bas-cuisse et bas-jarret élastiques, désignés sous le terme générique de bas de compression médicale (BCM). L'efficacité et l'observance du traitement requièrent une bonne adaptation des BCM aux mensurations du patient.

Le sur-mesure reste la réponse idéale, mais du fait de son coût et de sa disponibilité n'est pas envisageable pour la majorité des patients.

La grande majorité des patients portent en fait des BCM de série, dont chaque taille est proposée pour une gamme limitée de mensurations.

Nous nous proposons dans ce travail d'apporter des éléments de réponse aux questions suivantes :

- Comment varie la pression appliquée à la peau en fonction de la taille du BCM ?
- Quelles en sont les conséquences hémodynamiques ?
- Quelles sont les capacités des BCM de classe 2 de série les plus vendus à couvrir, en termes de taille, la population française ?

Nous tenterons de répondre aux deux premières questions par une approche innovante basée sur la simulation numérique, en prenant pour exemple un patient variqueux virtuel, auquel on fait porter successivement trois bas cuisse de classe 2 française : un de taille adaptée à ses mensurations, puis un trop grand, puis un trop petit.

Pour répondre à la troisième question, nous présenterons les capacités de couverture, sur la population française, des tailles disponibles en bas-cuisse et bas-jarret pour femme, des BCM de classe 2 les plus vendus.

Matériels et méthodes

Calcul des pressions appliquées à la peau

Le but est de connaître le champ des pressions appliquées à la peau lorsqu'un patient porte soit un BCM à la bonne taille, soit un BCM trop grand soit un BCM trop petit.

Au-delà de son intérêt propre, ce champ de pressions (plus spécifiquement le profil de pression moyenne le long du membre) est indispensable au calcul de l'effet hémodynamique du BCM.

La pression appliquée à la peau, Pp, est donnée par la loi de Laplace : Pp = T / R, où T est la tension du textile, et R le rayon de courbure du membre.

Pour connaître les rayons de courbure, il faut connaître la forme exacte du membre.



Point de mesure	Circonférence
Cheville	22,5 cm
Mollet	37 cm
Genou	37 cm
Cuisse	54 cm

FIGURE 1 : Vues du scan 3D du sujet de l'étude et tableau de ses mensurations. Vues de face (en haut à gauche), de profil (en bas à gauche) et en perspective (au milieu) de la morphologie 3D utilisée pour l'étude. Tableau des mensurations (à droite).

Celle-ci est obtenue par scanner optique tridimensionnel. De ce scan, il est possible d'extraire les coordonnées exactes de milliers de points d'une jambe réelle et donc, par traitement informatique, d'en calculer les rayons de courbure en tout point. Pour cette étude, nous avons utilisé le scan 3D d'une femme de 66 ans, IMC= 22,3, issu de la campagne nationale de mensuration des français réalisée par l'IFTH en 2006, et dont les mensurations correspondent aux valeurs médianes de la taille 2 des bas-cuisse Varisma Comfort™ Classe 2 (Laboratoires Innothera) utilisés pour cette étude **(Figure 1)**.

Ainsi, le cas de figure d'un BCM à la bonne taille est contrôlé.

La tension textile a été mesurée au moyen d'un dynamomètre, suivant la méthode utilisée [1] pour contrôler les produits en cheville pour l'obtention du certificat de contention médicale, exigé réglementairement pour l'obtention du remboursement [2] **(Figure 2)**.

Nous avons appliqué cette méthode aux sept zones anatomiques des BCM étudiés, étagées de la cheville à la mi-cuisse (Figure 3).

Les lois tension-déformation des BCM sont ainsi identifiées pour chacune de ces zones. L'ensemble de ces lois tension-déformation, ainsi que les dimensions géométriques du BCM, constitue un ensemble de données chiffrées qui sont consignées dans un fichier définissant un BCM virtuel.

À partir des courbes tension-déformation des bas Varisma Comfort Classe 2 (Laboratoires Innothera), trois BCM virtuels ont été définis pour l'étude : bas-cuisse à la bonne taille (T2), bas-cuisse trop grand d'une taille (T3), bas-cuisse trop petit d'une taille (T1).

L'ordinateur utilise ensuite ces fichiers pour calculer la pression appliquée en tout point de la jambe par le produit virtuel, en appliquant la loi de Laplace.

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

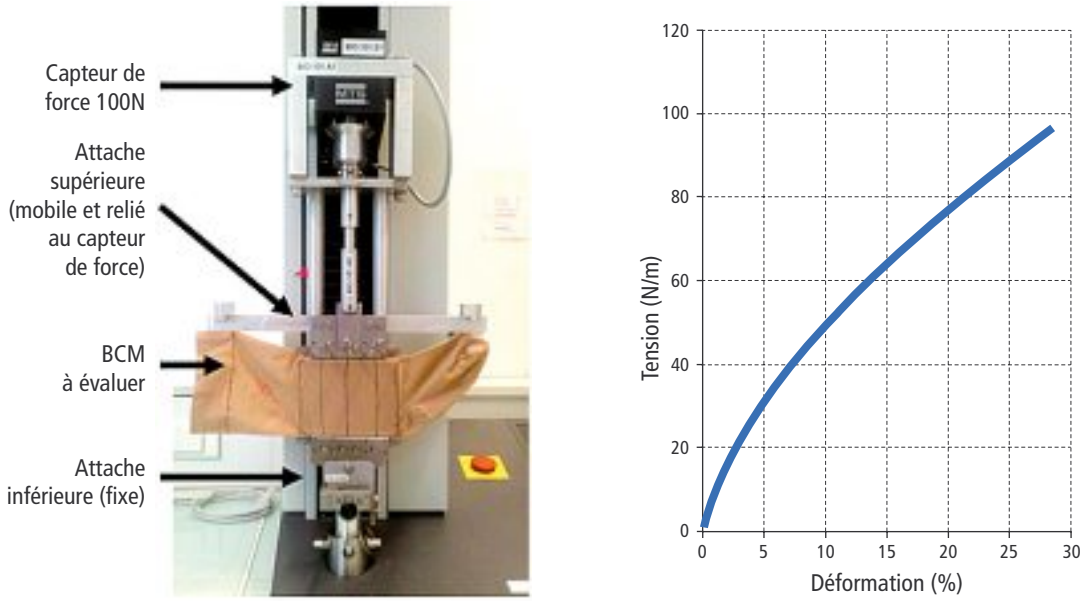


FIGURE 2 : Caractérisation du comportement mécanique d'un BCM.
À gauche : banc expérimental. Dynamomètre MTS 200/M avec capteur de force 100N et BCM en cours de mesure.
À droite: courbe tension-déformation (exemple de résultat). La courbe bleue représente la tension (en N/m, en ordonnée) en fonction de la déformation (en %, en abscisse) du BCM mesuré.



FIGURE 3 : Zones du BCM/zones morphologiques.
À gauche : BCM « à plat » avec marquage des zones à évaluer. À droite : schéma des niveaux anatomiques correspondants.

Le programme utilisé est un logiciel spécifique appelé LP (Logiciel des pressions), développé par le service de recherche de Biophysique des Laboratoires Innothera **(Figure 4)**.

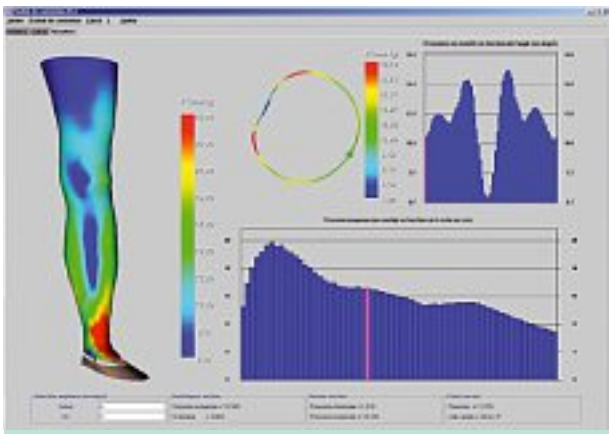


FIGURE 4 : Logiciel des pressions (LP) : capture d'écran du LP.
À gauche : cartographie 3D des pressions appliquées à la peau. À droite en haut : cartographie 2D sur coupe de mollet et profil de pression sur coupe. À droite en bas : profil des pressions moyennes par cote, du cou de pied (à gauche) vers la cuisse.

L'ensemble du dispositif, dynamométrie associée aux fichiers morphologiques 3D et au calcul de Pp est un système breveté [3].

Quatre informations en particulier, extraites de cet ensemble de valeurs de pression, retiendront notre attention :

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 appliquée au niveau de la section la plus étroite sus-malléolaire (point B), moyennée sur son périmètre, de façon à situer les bas simulés par rapport aux classes de compression normalisées.
- Le profil de pression moyenne le long du membre.
- la pression maximale appliquée et sa localisation sur le membre.
- La surface de peau recevant plus de 20 mmHg.

Ces deux dernières informations afin d'avoir une idée du confort au porter.

Simulation de l'hémodynamique au moyen du VRS (*Venous return simulator*)

Le VRS est un logiciel basé sur une modélisation du réseau veineux des membres inférieurs.

Celle-ci intègre l'architecture, les dimensions, la distensibilité du réseau, la viscosité sanguine, la fonction valvulaire, la posture du sujet, et les pressions externes appliquées aux veines (contractions musculaires, BCM).

La prise en compte des pressions exercées par un BCM est faite grâce aux profils de pression issus du logiciel LP. En appliquant les lois de l'hydrodynamique, le logiciel fournit les calibres, pressions et vitesses d'écoulement en tout point du réseau.

La validité des simulations a été testée.

D'une part les réductions des calibres de la veine fémorale et de la grande veine saphène sous l'effet de compressions graduées de la cuisse, calculées par le VRS, sont similaires à celles obtenues *in vivo* dans les mêmes conditions [4].

D'autre part les pressions veineuses distales simulées (au repos et à l'exercice) sont en accord avec celles mesurées *in vivo*, chez le sujet sain et dans plusieurs cas de figure d'incontinence valvulaire [5].

Le VRS peut donc être considéré comme un outil de simulation réaliste.

Pour cette étude, les simulations ont été faites sur deux sujets virtuels :

- Sujet sain.
- Patient, défini par une hyperdistensibilité de la grande veine saphène (GVS) et de la saphène postérieure de jambe sur toute leur longueur, entraînant leur dilatation en position debout **(Tableau 1)**.

Chez ce patient virtuel, l'incontinence saphène est purement fonctionnelle, le reflux ne se produisant que lorsque la section veineuse excède la surface des clapets valvulaires (supposés normaux).

Deux exercices ont été simulés :

– **Manœuvre de Valsalva à 60 mmHg en station debout, maintenue 10 s.**
Son but est de contrôler que la manœuvre de Valsalva provoque bien un reflux dans la GVS du patient virtuel, comme il existe chez le patient réel en cas de dilatation de la GVS.

– **Tiptoe (montée sur la pointe des pieds et descente)**, durant 1 s (dont 0,8 s de systole surale et 0,2 s de diastole), suivi de 1 s d'immobilité. Il permet d'analyser l'écoulement, en particulier dans la GVS, lors d'un exercice élémentaire (contraction-relaxation du mollet) qui est le principal acteur de la pompe musculo-veineuse dans la vie courante (marche, course, montée d'escaliers).

Chez le patient, ce dernier exercice a été simulé dans quatre conditions :

1/Sans compression,

Portant trois bas-cuisse Varisma Comfort classe 2 (Laboratoires Innothera) différents :

2/un de taille adaptée (T2),

3/un trop grand de 1 taille (T3),

4/ un trop petit de 1 taille (T1).

L'observation s'est focalisée sur l'écoulement dans la GVS distale : durée, vitesse maximale, et volume du reflux.

Résultats

Sujet sain

Manœuvre de Valsalva: aucun reflux n'est observé dans la GVS quel que soit le niveau.

Tiptoe : dans la GVS distale, écoulement orthograde lors de la systole surale, nul pendant la diastole **(Figure 5)**.

Patient sans compression

Manœuvre de Valsalva: un reflux est observé dans la GVS, durant 1 s, au mollet, à mi-cuisse, et à la jonction sapheno-fémorale ; les pics de vitesse rétrograde valant respectivement 5 cm/s, 27 cm/s, et 41 cm/s **(Figure 6)**.

Tiptoe : reflux diastolique durant 0,33 s et de vitesse maximale 6,3 cm/s **(Figure 5)**.

Niveau	Sujet sain virtuel	Patient virtuel
Jonction saphéno-fémorale	4,3	6,5
Mi-cuisse	3,9	6,0
Genou	3,5	5,5
Mi-mollet	2,8	4,3
Cheville	2,5	3,9

TABLEAU 1 : Diamètres de la grande veine saphène (mm), en position debout, utilisés pour les simulations.

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

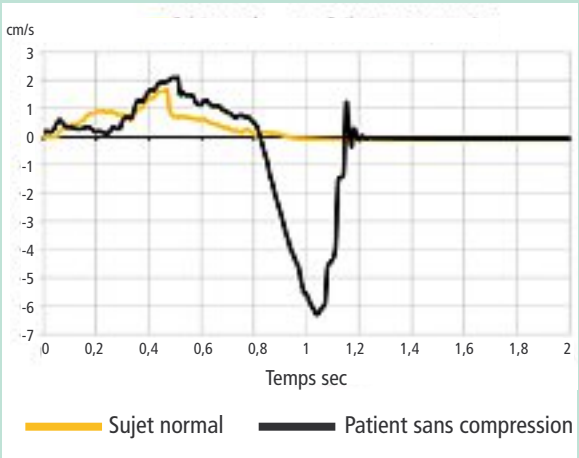


FIGURE 5 : Vitesse d'écoulement dans la GVS distale lors de 1 tiptoe, chez le sujet normal virtuel, et chez le patient virtuel sans compression.

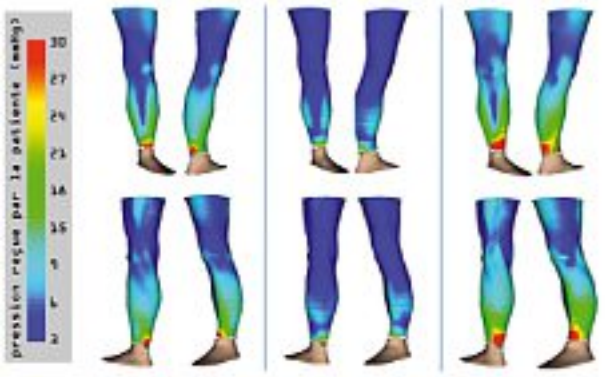


FIGURE 7 : Cartographies des pressions appliquées à la peau. Vues 3D des pressions appliquées à la peau dans le cas de la simulation du port: à gauche du bas-cuisse de taille adaptée (T2), au centre du bas-cuisse trop grand de 1 taille (T3), à droite du bas-cuisse trop petit de 1 taille (T1).

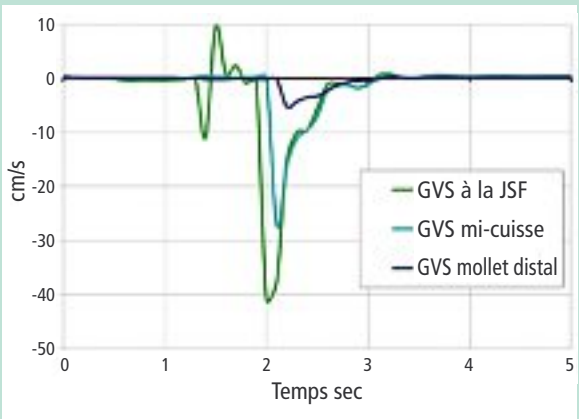


FIGURE 6 : Vitesse d'écoulement dans la GVS lors de la manœuvre de Valsalva, chez le patient virtuel sans compression.

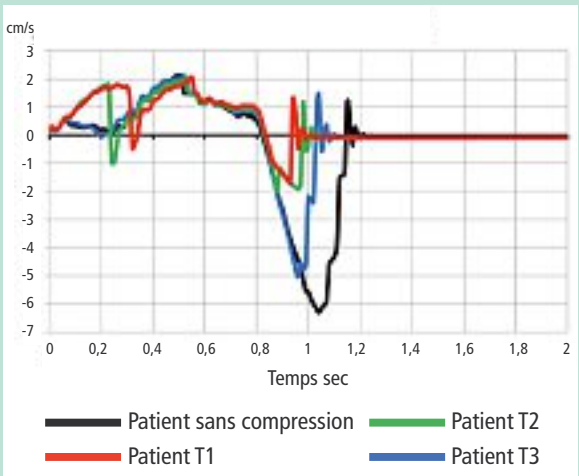


FIGURE 8 : Vitesse d'écoulement dans la GVS distale lors de 1 tiptoe, chez le patient virtuel, dans quatre conditions : sans compression, et portant 3 bas de tailles différentes : T2 = taille adaptée, T1 = trop petit de 1 taille, T3 = trop grand de 1 taille.

Patient portant un bas-cuisse à sa taille

Le BCM virtuel utilisé (T2) correspond à un bas-cuisse Varisma Comfort classe 2 de taille 2.

Pressions appliquées à la peau

Les vues 3D des faces postérieure, médiale, antérieure et latérale montrent les zones de fortes pressions en couleur chaude et de faibles pressions en couleur froides **(Figure 7)**. La pression sus-malléolaire (point B), moyennée sur le périmètre, vaut 18 mmHg, ce qui correspond bien à un bas de classe 2. La pression appliquée atteint sa valeur maximale au tendon d'Achille, ou elle vaut 35 mmHg. 50 cm² de peau reçoivent plus de 20 mmHg : cette surface est répartie sur le tendon d'Achille, et sur la face antérieure de la cheville.

Hémodynamique

Lors du tiptoe, reflux diastolique durant 0,16 s et de vitesse maximale 2,0 cm/s **(Figure 8)**.

Patient portant un bas-cuisse trop grand

Le BCM virtuel utilisé (T3) correspond à un bas-cuisse Varisma Comfort classe 2 de taille 3.

Pressions appliquées à la peau

Les vues 3D montrent clairement leur diminution globale par rapport au cas précédent **(Figure 7)**.

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

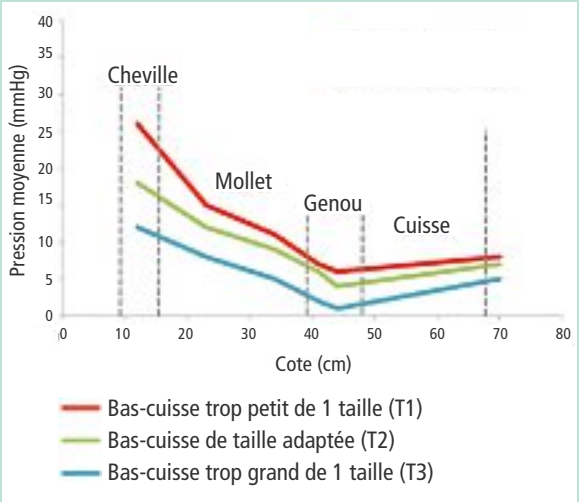


FIGURE 9 : Profil des pressions moyennes (de la cheville, à gauche, vers la cuisse à droite) appliquées, chez le patient virtuel, par un bas-cuisse: de taille adaptée (T2), trop grand de 1 taille (T3) et trop petit de 1 taille (T1).

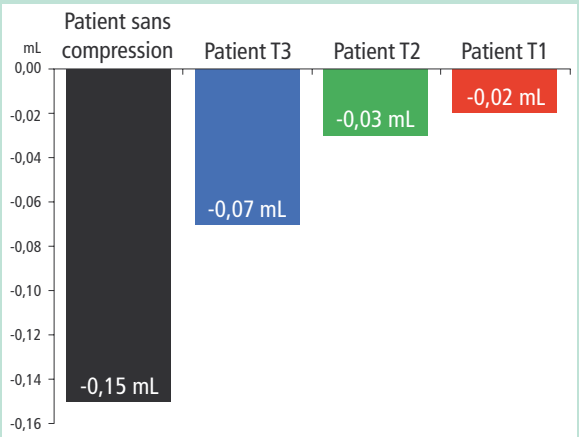


FIGURE 10 : Volume de sang ayant reflué dans la GVS distale lors de 1 tiptoe chez le patient virtuel, sans compression, et portant 3 bas de tailles différentes : T2 = taille adaptée, T1 = trop petit de 1 taille, T3 = trop grand de 1 taille.

La pression moyenne en B est de 12 mmHg, ce qui correspond à un bas de classe 1. La pression appliquée atteint sa valeur maximale au tendon d'Achille, où elle vaut 24 mmHg. Huit cm² de peau (uniquement sur le tendon d'Achille) reçoivent plus de 20 mmHg.

Hémodynamique

Lors du tiptoe, reflux diastolique durant 0,19 s et de vitesse maximale 5,0 cm/s **(Figure 8)**.

Patient portant un bas cuisse trop petit

Le BCM virtuel utilisé (T1) correspond à un bas-cuisse Varisma Comfort classe 2 de taille 1.

Pressions appliquées à la peau

Les vues 3D montrent clairement leur augmentation globale par rapport au bas de taille adaptée **(Figure 7)**. La pression moyenne en B est de 26 mmHg, ce qui correspond à un bas de classe 3. La pression appliquée atteint sa valeur maximale au tendon d'Achille, où elle vaut 48 mmHg. 153 cm² de peau (sur le tendon d'Achille, et la face antérieure de la cheville) reçoivent plus de 20 mmHg.

Hémodynamique

Lors du tiptoe, reflux diastolique durant 0,11 s et de vitesse maximale 1,6 cm/s **(Figure 8)**.

Les profils de pression moyenne utilisés pour les simulations hémodynamiques sont présentés **Figure 9**. L'intégration des vitesses et des sections sur la durée du reflux permet de calculer le volume de sang ayant reflué dans la GVS distale lors d'un mouvement de tiptoe : il vaut 0,15 mL chez le patient sans compression. Il est réduit de 53 % par le port d'un bas trop grand de 1 taille, 80 % par le port d'un bas de taille adaptée, et 85 % par le port d'un bas trop petit de 1 taille **(Figure 10)**.

Discussion

Qu'un bas trop grand exerce moins de pression qu'un bas bien adapté, et un trop petit une pression excessive, est évident.

L'intérêt de ces simulations est en fait d'en quantifier les conséquences sur deux facteurs dont l'importance clinique est incontestable : la contrainte de pression exercée sur la peau, et le régime d'écoulement dans la GVS pathologique.

Les cartographies de pression indiquent que le passage de la taille 2 à la taille 1 fait passer le pic local de pression de 35 à 48 mmHg.

On conçoit que cette pression élevée exercée sur le tendon d'Achille et la face antérieure de cheville génère un inconfort, source de mauvaise observance. Cette observation est à rapprocher du lien entre classe de compression et observance, rapporté par certains auteurs [6, 7].

En effet, le décalage d'une taille en plus et en moins utilisé dans notre travail s'avère être, si l'on se réfère au profil des pressions moyennes, l'équivalent d'un décalage d'une classe de compression.

Le reflux diastolique chez le patient virtuel ne dure que 0,3 s.

Il serait non pathologique si l'on se référait au seuil de 0,5 s adopté en clinique.

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 fait, ce seuil de 0,5 s ne s'applique pas à notre simulation pour deux raisons.

D'une part, la manœuvre utilisée en clinique est le relâchement post-compression du membre en amont, qui crée un champ de pressions (par vidange du réseau superficiel distal) différent de celui créé par le relâchement post-contraction du mollet. D'autre part, dans notre modèle, la fermeture valvulaire est strictement instantanée (contrairement à ce qui se passe *in vivo*), et tout reflux même bref traduit une incontinence valvulaire.

Ce reflux calculé de 0,3 s est donc bien pathologique, traduction de l'incontinence (fonctionnelle ici) de la GVS distale, ce que corrobore sa réduction sous l'effet des bas de compression (par réduction du calibre veineux).

Le volume de reflux chez le patient virtuel sans compression paraît minime : 0,15 mL / tiptoe. Une si faible valeur est-elle réaliste ?

On ne dispose malheureusement pas de mesure de débit de reflux en GVS distale, lors de cette manœuvre, à quoi la comparer.

Toutefois le franc reflux dans la GVS déclenché par la manœuvre de Valsalva chez le patient virtuel est cohérent avec l'expérience clinique et laisse penser que la pathologie modélisée est relativement réaliste.

De plus, si l'on admet que l'hémodynamique locale lors de la marche est proche de celle réalisée par une succession de tiptoes, le reflux cumulé est de l'ordre de 500 mL par heure de marche.

Ce reflux, s'il perdure, est probablement, à long terme, un facteur de dilatation des perforantes, voire du réseau profond, et le réduire ne peut être que bénéfique.

Dans le cas simulé, il est réduit de 80 % par un bas de classe 2 de taille adaptée, de 53 % seulement par un bas trop grand (équivalent d'une classe 1), confirmant la nécessité d'une classe 2 à ce stade de la pathologie.

Le bas trop petit (équivalent d'une classe 3) fait peu gagner en termes de reflux (85 % de réduction au lieu de 80 %), au prix de surpressions sensiblement plus fortes au tendon d'Achille et à la cheville.

De ces simulations, il ressort que la taille du BCM a un impact très important sur la contrainte cutanée d'une part, sur l'hémodynamique d'autre part.

Il est donc essentiel que l'offre de produits soit en bonne adéquation avec les mensurations des patients.

La question qui se pose alors est la suivante : les BCM de série, qui représentent la grande majorité du marché français, permettent-ils d'équiper correctement l'ensemble de la population française ?

Pour y répondre, nous avons retenu les BCM :

– Pour femme, car la population féminine représente environ les deux tiers des patients traités pour maladie veineuse chronique [8, 9, 10].

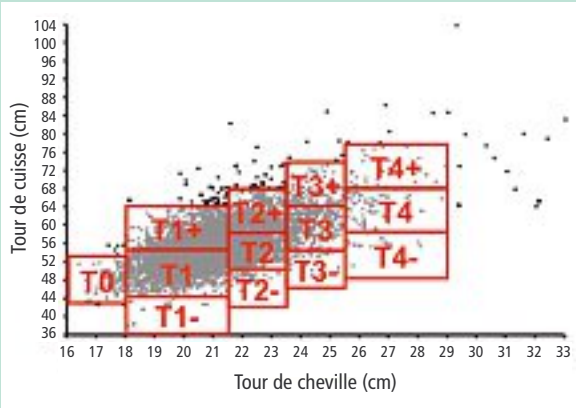


FIGURE 11 : Répartition des dimensions corporelles utiles pour le choix d'un bas-cuisse dans la population féminine française âgée de 18 à 70 ans (nuage de points), et grille de tailles des bas-cuisse Varisma Comfort.

– De classe 2, car les plus prescrits.
– Les plus vendus, c'est-à-dire représentant chacun au moins 2 % du marché des BCM de classe 2 pour femme.
– Les 6 produits ainsi sélectionnés représentent au total 44,5 % de ce marché [11].

Nous avons évalué la capacité de ces produits à habiller les patientes en calculant, pour chacun, le taux de couverture de sa grille de tailles. Ce taux est obtenu en calculant le nombre de personnes d'une population donnée, dont les mensurations rentrent dans la grille de taille, rapporté à l'effectif total de cette population, comme l'illustre la **Figure 11**.

La population utilisée pour ces calculs est un échantillon représentatif des femmes françaises, issu de la Campagne Nationale de Mensuration des Français réalisée par l'IFTH en 2006 sur les 18-70 ans (n = 5 229), et un échantillon plus réduit (n = 82) issu de la Campagne de Mensuration des Seniors réalisée par l'IFTH en 2009 sur les plus de 70 ans.

Les taux de couverture de la population féminine de 18 à 70 ans, ainsi calculés, vont, selon les fabricants, de 55,1 à 98,1 % pour les bas-cuisse, et de 71,8 à 96 % pour les bas-jarret **(Figure 12)**. Si l'on examine par ailleurs les 70-99 ans, qui représentent 15 % de la population féminine [12], les taux de couverture de cette population, vont, selon les fabricants, de 61 à 98,9 % pour les bas-cuisse, et de 74,4 à 96,4 % pour les bas-jarret **(Figure 13)**.

Le taux de couverture proche de 100 % de certains fabricants est obtenu au prix d'une multiplication du nombre de tailles, donc de références, de leur gamme. Ainsi les bas de classe 2 de la gamme Comfort (Innothera) réalisent les meilleurs taux de couverture, tant chez les seniors que chez les moins de 70 ans, grâce à l'ajout d'une « taille + » et d'une « taille - » à chacune des 4 tailles standard, ainsi que d'une taille supplémentaire (To) pour les membres de très petites dimensions **(Figure 11)**. L'offre de série se rapproche ainsi du sur-mesure.

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

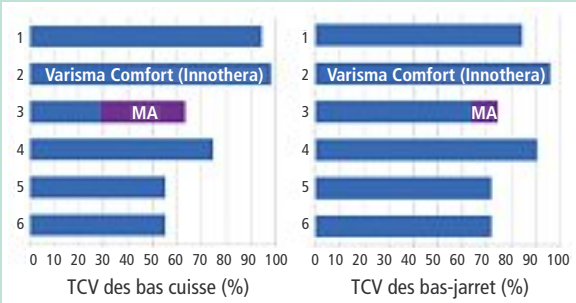


***FIGURE 12 :** Taux de couverture (TCV) de la population féminine française, âgée de 18 à 70 ans, par les grilles de taille des 6 modèles de bas de classe 2 pour femme les plus vendus.*
MA = avec mesure adaptée.

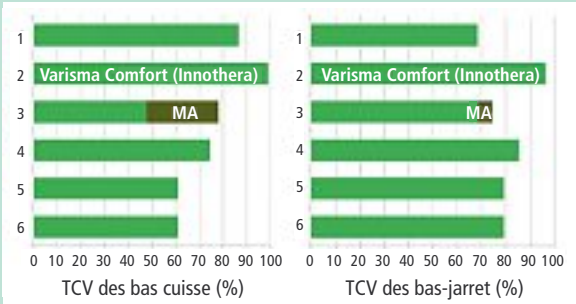


***FIGURE 13 :** Taux de couverture (TCV) de la population féminine française, âgée de 70 à 99 ans, par les grilles de taille des 6 modèles de bas de classe 2 pour femme les plus vendus.*
MA = avec mesure adaptée.

Conclusion

Tout comme le choix de la bonne classe de compression, l'adéquation entre la taille d'un BCM et les mensurations du membre détermine les pressions exercées, donc le confort et l'observance, ainsi que l'effet hémodynamique.

L'offre des six BCM de série de classe 2 actuellement les plus vendus en France permet de couvrir correctement l'ensemble de la population féminine française, sans avoir besoin de recourir au sur-mesure.

Néanmoins, il subsiste des disparités entre fabricants en termes de taux de couverture.

Contribution des auteurs : MC: Résumé, 1, 2.2, 3, 4, 5. / C.F.: 1, 2.1, 3, 4, 5. / O.A. : Résumé, 1, 4, 5. / M.T. : dynamométrie. /S.J. : construction des produits virtuels. /G.P., F.P. : calculs VRS. /B.S. : calcul des grilles de taille.

Conflit d'intérêt : MC : activité de conseil pour Innothera.

Références

1. Norme française NF G 30-102. Articles de bonneterie. Détermination de la pression de contention. AFNOR ; 1986.
2. Certificat de Qualité-Produit. Référentiel technique prescrit pour les orthèses élastiques de contention des membres. Rev 5 ASQUAL ; 2002.
3. Dispositif d'aide à la sélection d'une orthèse de contention et à son adaptation à la morphologie d'un membre. Brevet n° FR2852421 ; 2004.
4. Fullana J.M., Cros F., Becker F., Ouchene A., Partsch H. The venous return simulator: an effective tool for investigating the effects of external compression on the venous hemodynamics. First results after thigh compression. Vasa 2005 ; 34 : 19-23.
5. Chauveau M., Gelade P., Cros F. The venous return simulator: comparison between simulated and measured ambulatory venous pressures, in normal subject and in venous valve incompetence. Vasa 2011 ; 40 : 205-17.
6. Moffat C., Kommala D., Dourdin N., Choe Y. Venous leg ulcers: patient concordance with compression therapy and its impact on healing and prevention of recurrence. Int. Wound J. 2009 ; 6 : 386-93.
7. Nelson E.A., Harper D.R., Prescott R.J., Gibson B., Brown B., Ruckley C.V. Prevention of recurrence of venous ulceration: randomized controlled trial of class 2 and class 3 elastic compression stockings. J. Vasc. Surg. 2006 ; 44 : 803-8.
8. Criqui M.H., Jamosmos M., Fronek A., Denenberg J.O., Langer R.D., Bergan J., Golomb B.A. Chronic venous disease in an ethnically diverse population: the San Diego Population Study. Am. J. Epidemiol. 2003 Sep 1 ; 158(5) : 448-56.
9. Rabe E., Pannier F. What have we learned from the Bonn Vein Study? Phlebolymphology 2006 ; 13 : 188-93.
10. Carpentier P., Maricq H.R., Biro C., Ponçot-Makinen C.O., Franco A. Prevalence, risk factors, and clinical patterns of chronic venous disorders of lower limbs: a population-based study in France. J. Vasc. Surg. 2004 ; 40 : 650-9.
11. Cumul mobile sur 24 mois à juillet 2011. Xponent®, IMS Health.
12. Dujin A., Lehuédé F., Mathé T., Siuonandan N. Étude de l'impact du vieillissement de la population sur l'offre et la demande de biens et de services de consommation. CREDOC, juin 2010.