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

ACTION PHYSIQUE et EFFETS PHYSIOLOGIQUES des BAS MÉDICAUX de COMPRESSION : SIGNIFICATION de la NOTION « PRESSION de TRAVAIL – PRESSION de REPOS »

MECHANICAL ACTION and PHYSIOLOGICAL EFFECTS of MEDICAL COMPRESSION STOCKINGS : SIGNIFICANCE of the « WORKING and RESTING PRESSURE »

J. F. UHL [1, 2], B. LUN [3]

RÉSUMÉ

La cartographie de la compression externe obtenue par des bas médicaux de compression (BMC) dépend essentiellement de leurs propriétés élasto-mécaniques intrinsèques et de la valeur du rayon de courbure local du membre sur lequel ils sont appliqués.
Cette mise au point a pour objectif de mieux faire comprendre, à partir des effets mécaniques des BMC, leur mécanisme d'action et leur impact sur la physiologie veineuse. Ceci est fondamental pour mieux définir les indications thérapeutiques et d'en prescrire les doses appropriées de leur action.
Conclusion : La notion de « pression de travail – pression de repos » n'est pas seulement une propriété intrinsèque du matériau de compression mais la résultante d'un ensemble composite comprenant BMC, morphologie du membre considéré et effets de la contraction musculaire.
La pression d'interface locale exercée en un point particulier ne permet pas, à elle seule, d'expliquer l'action globale thérapeutique des BMC. La compression médicale nécessite d'être considérée dans son intégralité, c'est-à-dire la pression d'interface sur une surface 3D de la jambe. Le rendu physiologique final passe aussi par l'explication du **micromassage** lors des contractions musculaires. Nous détaillons également la signification physique de l'**indice de rigidité** in-vitro et in-situ avec ses conséquences sur le système veineux du membre inférieur.

Mots-clefs : *compression, insuffisance veineuse chronique, bas médicaux de compression, pression d'interface, pression de travail, indice de rigidité.*

SUMMARY

The compressive action obtained with MCS (medical compression stockings) depends mainly on their intrinsic mechanical properties and the value of the local radius of the limb where the MCS is applied. This communication is aimed to provide a good understanding of the relationship between the venous physiology and the mechanical action of MCS and also about the mechanics of MCS. That issue is fundamental to design MCS and their related therapeutic indications.
Conclusion : *The notion of « working and resting pressure » is not only related to the intrinsic mechanical properties of MCS but it is rather the matter of the mechanical responses of a complex system composed with MCS, limb morphology and muscle contractions.*
The local interface pressure at a given area of the limb is not sufficient to explain the global therapeutic action of MCS. The medical compression needs to be considered within its entire action through a pressure mapping on a 3D leg. The final physiological outcomes are also related to the micro massage effects during the muscle contractions. We also provide details on the physical meaning of the stiffness index, in vitro and in situ evaluated, and their impacts on the venous system of the lower limb.

Keywords : chronic venous insufficiency, medical compression stockings, interface pressure, working pressure, stiffness index.

RAPPEL DES MÉCANISMES DE L'IVC ET DU RÔLE DES BAS MÉDICAUX DE COMPRESSION (BMC)

La physio-pathogénie de la maladie veineuse chronique (MVC) est mal connue. A ses débuts, il existe vraisemblablement une altération pariétale et/ou valvulaire associée à une hypoxie tissulaire avec altération de la matrice extra-cellulaire. A un stade plus sévère de décompensation tissulaire, qu'il est convenu d'appeler l'insuffisance veineuse chronique (IVC), l'élévation de la pression veineuse joue un rôle déterminant dans la genèse des troubles cliniques, provoquant ou aggravant le reflux par incompétence valvulaire. Dès le début de la maladie, les facteurs pariétaux et micro-circulatoires semblent jouer un rôle déterminant : perte du tonus pariétal, modifications de la perméabilité capillaire, surcharge du réseau lymphatique et surtout inflammation pariétale et des jeux valvulaires.

1. Centre de Chirurgie des Varices, 113, avenue Charles de Gaulle, 92200 Neuilly-SUR-SEINE.
2. French University Group for Compression Study, Université Paris 5-Descartes.
3. Ganzoni France Service Recherche, ZI Sud Andrézieux 42170 St-Just-St-Rambert.

© Éditions Phlébologiques Françaises, vol.61, n° 1/2008, p.29-41

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

Au cœur du processus inflammatoire, l'interaction paroi-leucocyte joue un rôle central avec dégranulation et diapédèse. Ceci a pour conséquence le remodelage de la paroi et des valvules, qui crée ou entretient l'hypertension veineuse et le reflux. Tous ces facteurs concourent à augmenter l'hypoxie des tissus et ses effets rhéologiques et micro-circulatoires. L'activation leucocytaire, quant à elle, libère des médiateurs de l'inflammation (prostaglandines E2, thromboxane B2 et des radicaux libres) qui vont à leur tour auto-entretenir les altérations pariétales.

C'est là où l'action des BMC peut apporter une réponse en terme de bénéfice patient :

1) par la contre-pression externe qu'ils exercent, ils réduisent le calibre des veines superficielles, d'où une accélération du flux et une diminution de la stase distale. Ils diminuent parallèlement les phénomènes de reflux, donc abaissent l'hyperpression veineuse et ses conséquences sur l'altération tissulaire ;

2) par leur effet de micro-massage, lors des contractions musculaires à la marche, ils permettent d'améliorer le retour lymphatique ;

3) ils ont un effet sur la résorption de l'œdème tissulaire.

Ces 3 mécanismes permettent une amélioration du retour veino-lymphatique et contribuent donc à lutter contre l'insuffisance veineuse.

CARACTÉRISTIQUES FONDAMENTALES DES BMC

Afin de répondre parfaitement aux attentes thérapeutiques mentionnées précédemment, les BMC requièrent des propriétés intrinsèques spécifiques en terme de capacité à exercer, de façon appropriée, une compression de qualité médicale (d'où son appellation de Bas Médicaux de Compression). Les BMC sont des articles textiles réalisés sur des machines à tricoter circulaires pour la plupart des applications thérapeutiques ; pour certains cas exceptionnels, on a recours aux BMC tricotés sur des métiers rectilignes où le tricot, en général relativement épais, présente d'autres caractéristiques mécaniques correspondant aux besoins très particuliers pour le traitement des degrés de pathologie avancés. Les différences entre un article chaussant et un BMC se situent au niveau du modèle de construction de l'article ; les BMC doivent répondre en tout point au cahier des charges du Référentiel Technique [1], document officiel base de la qualification des produits.

Mécanisme de la compression avec un matériau élastique

Le principe de la thérapie par compression est basé sur la mise en extension d'un matériau élastique (BMC) et l'application de ce matériau sur un corps (membre humain). Il est sous-entendu que la dimension du corps doit être inférieure à la dimension à plat du matériau élastique (dans le cas contraire, le matériau n'exercerait aucune pression sur le corps).

Ainsi, lorsqu'on sollicite en extension l'anneau élastique de la *Figure 1*, il en résulte une force de rappel ***F***, proportionnelle au degré d'allongement *(Encadré 1)* ; cette force « oblige » le matériau à revenir à sa situation initiale. En l'absence de force de contre-réaction (par exemple quand on le libère simplement de toute sollicitation extérieure), l'anneau élastique reprend sa dimension initiale au bout d'un « certain temps » à cause de l'effet de rémanence de la déformation. Notons au passage que cette rémanence de déformation intervient dans les paramètres de l'hystérésis de la courbe ***F = f*** (allongement) fréquemment cités dans la littérature sur la thérapie par BMC.

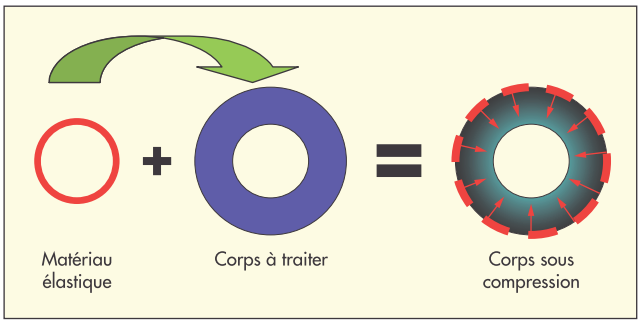

Fig. 1. – Principe de la compression élastique

Si l'on désigne par C_1 la circonférence du matériau élastique et C_2 la circonférence du corps à traiter, la valeur $(C_2 - C_1) / C_1$ correspond au degré d'allongement du matériau élastique, noté $\Delta\ell$ %. D'autre part, chaque matériau possède ses propriétés de résistance à la déformation, et en particulier celle relative à la traction pure ; cette propriété est nommée coefficient de rigidité ***k***.

Encadré 1. – Allongement des matériaux

Sans entrer dans les détails de la mécanique des matériaux non linéaires (matériaux à comportement hystérétique), nous allons simplifier l'exposé en ne considérant que le domaine linéaire du point de fonctionnement, indiqué en rouge sur la *Figure 2*. L'amplitude de la variation de pression par cm de changement de circonférence du corps est également évoquée sous le terme d'indice de rigidité, de « slope » ou « stiffness index » [2].

Par conséquent nous pouvons, sans commettre des erreurs significatives dans notre domaine d'application, décrire la loi de compression d'un matériau élastique par la simple loi de Laplace P = T/R où P étant la pression, T étant la tension du matériau élastique enveloppant et R le rayon de courbure, au point considéré, du corps enveloppé par ledit matériau élastique.

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

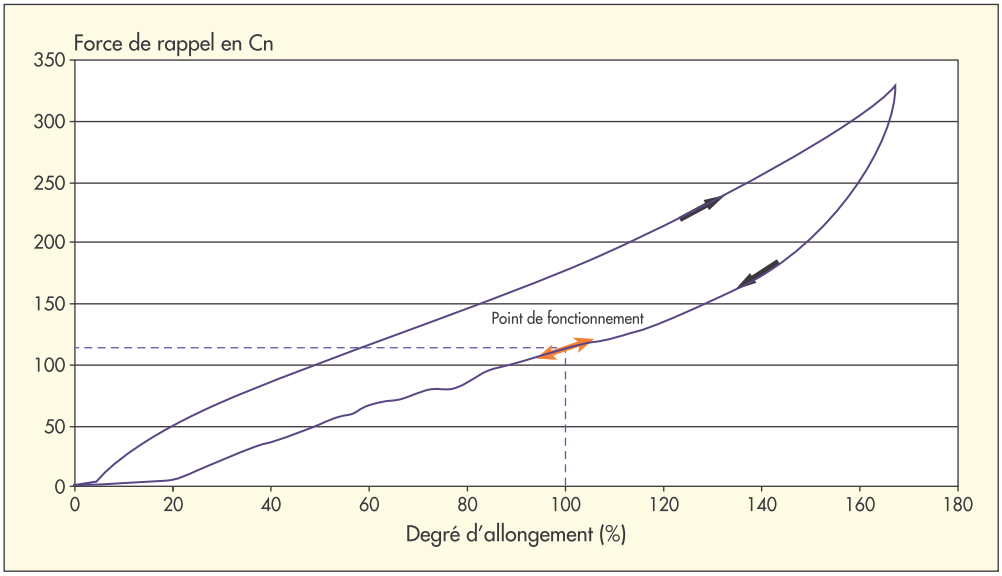

Fig. 2. – Exemple de courbe ***F = f*** *(allongement) d'un matériau élastique*

F = *f* (déformation) = ***k*** x $\Delta\ell$ % + λ équation 1

La nouveauté, par rapport à ce qui est souvent admis jusqu'à présent, c'est que les informations que nous donne l'intégralité de cette courbe d'hystérésis, certes très riche en informations, sont toutefois superflues dans certains cas d'investigation. En effet la dynamique d'une pression engendrée par un matériau élastique soumis à un degré d'allongement et en application sur un corps de circonférence donnée, se résume à son évolution de part et d'autre de son point de fonctionnement lors des variations dimensionnelles du corps.

Avec **F** étant la force en cN, ***k*** le « stiffness index » au point de fonctionnement et λ le facteur de non-linéarité. Lorsque les variations $\Delta\ell$ % du corps sont faibles (< 1 cm), le terme λ peut être considéré comme nul. A partir de l'équation 1, nous faisons appel à la loi de Laplace pour déterminer la pression exercée sur un corps.

P = F / R équation 2

Avec P étant la pression en hPa ; F la force de rappel en cN/cm et R le rayon de courbure en cm (pour plus de détails sur la loi de Laplace, voir le document de consensus italien CTG par le Pr. Mariani [3]).

Encadré 2. – Obtention de la compression avec du matériau élastique

Structure d'un BMC

Référentiel technique des BMC

L'ingénierie des BMC doit prendre en compte les impératifs normatifs, le référentiel technique (RT) de la profession [1], document officiel qui impose les critères fondamentaux en ce qui concerne le type de construction et les matériaux à mettre en œuvre. Ces critères résultent des expériences réussies de la profession depuis plusieurs décennies. La *Figure 3* donne un exemple de structure d'un BMC, un article fin tricoté sur machine circulaire ; les fils horizontaux sont appelés fils de trame et les boucles en colonnes verticales sont appelées fils de mailles.

Si théoriquement on peut obtenir de la compression de plusieurs façons, certaines ne sont pas pour autant rationnelles comme par exemple de mettre une chaussette d'enfant sur une jambe d'adulte. Afin de pouvoir garantir une efficacité optimum pour la thérapie par compression, le référentiel technique impose que la construction des BMC soit réalisée avec des matériaux adéquats pour répondre en terme de performances techniques (niveau de compression) et en terme de fonctionnalité (degré d'observance du traitement). Ce document est en quelque sorte le guide de bonne pra-

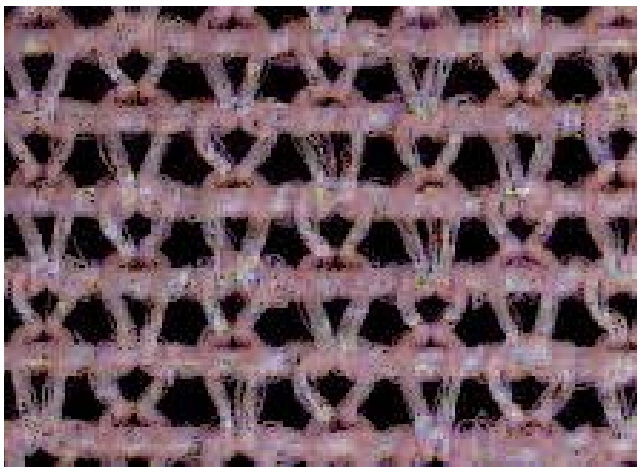

Fig. 3. – Structure de BMC, article tricoté

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

Nous avons vu que le mécanisme de compression est un phénomène physique qui est décrit par les lois mathématiques selon les équations 1 et 2. Afin de pouvoir assurer une bonne thérapie de compression avec des matériaux textiles que sont les BMC, ces derniers doivent obligatoirement posséder les caractéristiques des matériaux à comportement physique fiable, c'est-à-dire déterministe, contrôlable et contrôlé. A cet égard le RT joue un rôle prépondérant pour garantir une fiabilité de fonctionnement des BMC. En effet le RT impose des minima de taille de matériau à adopter dans la construction des BMC ; le fil de trame doit avoir au moins une masse linéique de 31 g/km et le fil de maille doit avoir au moins 6,6 g/km. Ce ratio des masses linéiques n'est pas là par hasard mais contribue de façon significative à garantir le caractère déterministe du phénomène de la compression. L'analyse de la déformation au porter de la structure du matériau (l'état des BMC sur le membre humain à son point de fonctionnement) montre, dans la *Figure 4* ci-dessous, que la compression est exercée dans le plan circonférentiel et que ce sont les trames qui assurent cette fonctionnalité. Quant aux boucles de maille, elles assurent la répartition organisée des trames contribuant de ce fait à contrôler la dégressivité du niveau de la compression le long du membre. En approfondissant l'analyse de la mécanique des matériaux, on peut très schématiquement modéliser la structure du matériau des BMC selon la *Figure 5*, les fils de trames étant représentés en bleu et les boucles de mailles en rouge.

Encadré 3. – La nécessité technique du RT, guide pratique de bonne conception des bas médicaux de compression

Si nous simplifions l'étude à la dimension 2D, la décomposition des forces de déformations du matériau nous montre la contribution d'énergie de chaque composante à fournir la compression thérapeutique selon le schéma de la *Figure 5*.
Ainsi nous avons, d'une part, les forces exercées par les fils de trames ΣF_T et, d'autre part, les forces exercées par les boucles de mailles $\Sigma (F_c + F_L)$. La contribution de la maille est relativement complexe car, à chaque croisement de boucle, la force de chaque branche de la boucle peut se scinder encore en une composante longitudinale F_L et en une composante circonférentielle F_C, cette dernière participe dans une moindre mesure à la force compressive puisqu'elle agit sur l'axe des trames. Quant à la composante F_L, son rôle étant de maîtriser la répartition de la densité de trames, paramètre de contrôle de la dégressivité du niveau de compression. En fin de compte, la force globale responsable de l'effet compressif est définie par toutes les forces agissant dans l'axe des trames et, par conséquent, l'équation 1 devient :

$$\mathbf{F = f(déformation)} = \Sigma (k_T \times \Delta \ell_T \,\% + \lambda_T) + \Sigma (k_M \times \Delta \ell_M \,\% + \lambda_M) \qquad \text{équation 3}$$

Les indices T et M sont liés respectivement aux paramètres des matériaux de la trame et à celui de la maille. Cette équation 3 nous montre bien l'importance du ratio des masses linéiques entre les fils de trame et les fils de mailles ; si la masse linéique de la trame est relativement grosse (31 g/km) par rapport à celle de la maille (6,6 g/km), alors la contribution des mailles en terme de force ne serait plus symbolique par rapport aux forces développées par les trames. Le mode de déformation de la maille, beaucoup plus complexe que celle de la trame (qui se résume à une traction simple), est très faiblement déterministe donc peu prévisible, moins contrôlable et moyennement contrôlé. Ainsi le ratio (31 g/km / 6,6 g/km) prend toute sa signification physique et thérapeutique à travers l'équation 3.

Encadré 4. – Équation de l'énergie d'un tricot tramé

tique de conception des orthèses de compression médicale. En résumé, le RT impose des minima de propriétés des matériaux de sorte que le fonctionnement du produit se situe dans une zone de comportement prédictible, fiable, stable et durable *(Encadré 3)*.

Si les critères imposés par le RT sur les fils de trame garantissent une qualité thérapeutique de compression, de même cette norme impose aussi des minima de taille pour les fils de maille afin de garantir une durabilité convenable. A cela s'ajoutent de multiples autres critères qui, grâce aux expériences de soins capitalisées au cours de plusieurs décennies, garantissent une efficacité médicale réelle résultant d'une prescription judicieuse, de la performance technique du produit et enfin de l'observance des patients. Sans le RT, les médecins perdraient tout repère de leurs expériences de soins et de prescriptions. Pour preuve il est difficile, entre médecins de cultures différentes, d'échanger leurs expériences sur leurs pratiques de soins en terme de types de BMC à mettre en œuvre, car chaque pays a son propre référentiel technique pour les BMC. D'autre part, sur le plan bénéfice pour le patient, le référentiel est un gage de rendu thérapeutique car les études médicales relatant des résultats positifs sur le traitement des IVC font référence aux BMC construits selon le RT.

Nécessité absolue du RT, guide pratique de bonne conception des BMC

Au premier abord, le matériau des BMC (article textile) semble être très évident dans son mode de fonctionnement. Toutefois, lorsqu'on observe avec plus de détails la mécanique de la compression, le phénomène est loin d'être simple *(Encadré 4)*. Nous pouvons résumer le phénomène en supposant, dans un premier temps, que la structure des BMC est de nature homogène (en réalité à l'échelle macroscopique, *Fig. 3*, ce n'est pas tout à fait le cas) ; ce matériau élastique subit des sollicitations longitudinalement et transversalement pour venir se plaquer sur la peau, exerçant ainsi une pression d'interface. Le passage de la déformation du matériau à la pression d'interface est complexe *(Encadrés 3, 4 et 5)*. Pour faciliter la compréhension, on pourrait simplement faire une analogie avec les médicaments où les trames constituent

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

A l'échelle macroscopique *(Fig. 3)*, la constitution du matériau est hétérogène et orthotrope. On peut schématiser la structure des BMC avec la *Figure 5* où les trames sont représentées par les éléments en bleu et les mailles sont représentées par les éléments en rouge. Ainsi les forces de rappel, conséquentes aux sollicitations en déformation du matériau, peuvent se décomposer en composantes X et en composantes Y. Les forces en X proviennent essentiellement des éléments trame (F_T) car les composantes en X de la contribution maille (F_C) sont relativement modiques. Quant aux composantes en Y, presque totalement contribuées par les mailles (F_L), elles jouent un rôle prépondérant dans le confort au porter. Dans la littérature cette composante Y est évoquée par la notion « d'élasticité bi-sens ».

Encadré 5. – Déformation bi-axiale des matériaux

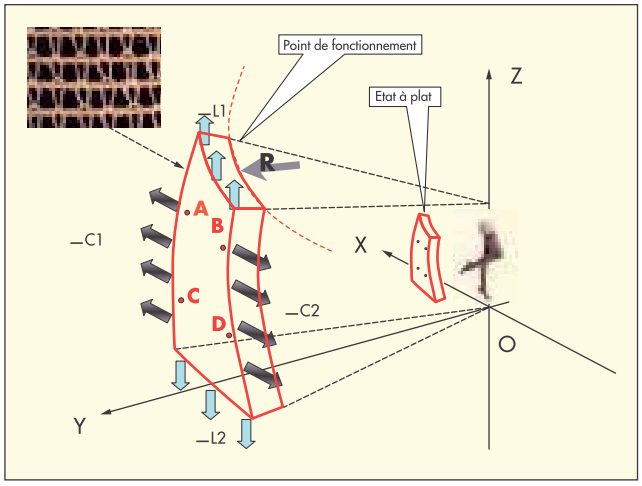

Fig. 4. – Fonction compressive des BMC

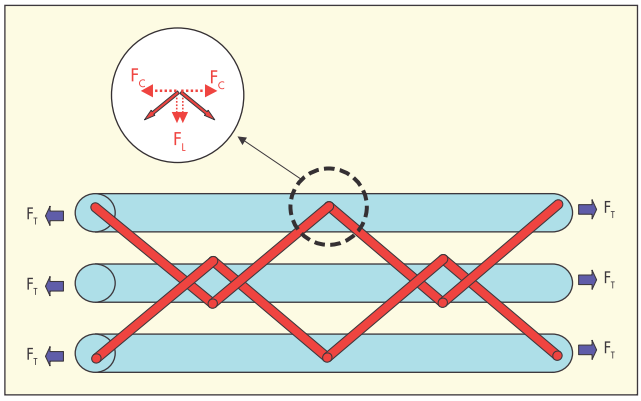

Fig. 5. – Analyse des forces élémentaires de la structure des BMC

la substance active alors que les mailles représentent la galénique du produit. Ceci est un exemple parmi tant d'autres du bien- fondé du RT dans l'ingénierie de la compression médicale.

LA PRESSION STATIQUE DES BMC

On entend par pression statique celle exercée par le BMC sur un membre lorsque le sujet reste immobile (sans mouvement musculaire) et très souvent en position assis.

Pression statique et méthode normative de caractérisation (in vitro)

Le niveau de pression exercée par les BMC représente le dosage du traitement compressif. La mesure de cet effet actif et thérapeutique est effectuée selon des procédures réglementées stipulées dans les normes en vigueur [4] en France pour la profession. Le principe étant basé sur l'application de l'équation 2 au modèle de la *Figure 1* en considérant que la section droite d'un membre est circulaire comme hypothèse de travail. Ainsi le terme R de l'équation 2 n'est autre que le rayon d'une forme circulaire représentant la section droite considérée du membre à un endroit donné. Pour évaluer le terme F, force de rappel subséquent à un degré d'allongement donné, on fixe le BMC sur un dynamomètre et on sollicite en extension une portion du BMC comme indique la *Figure 6*.

Dans cette méthode de mesure, souvent désignée in vitro, on mesure sur un dynamomètre les propriétés intrinsèques du comportement élastique du matériau des BMC. Pour être rigoureux dans la dénomination, il faudrait utiliser le terme « caractérisation dynamométrique » *(Encadré 6)*. On sollicite en traction la zone d'analyse du BMC en écartant les deux tiges de support de l'éprouvette jusqu'à une distance H telle que la longueur développée du matériau en extension correspond à la circonférence de la zone du membre à traiter.

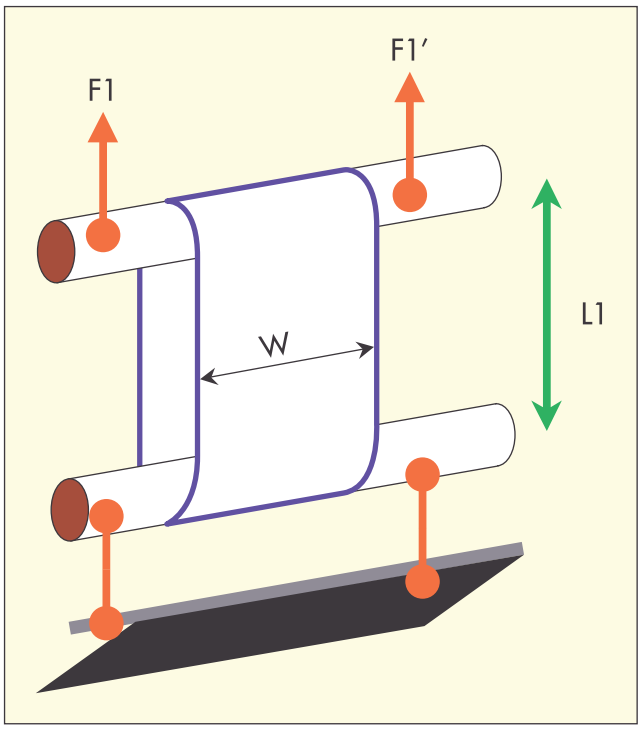

Fig. 6. – Principe de mesure in vitro de la pression des BMC

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

Le dynamomètre permet simultanément d'imposer la distance H et de mesurer la force (F_1 + F'_1) avec précision. Ainsi l'équation 2 devient :

$$\mathbf{P = (F_1 + F'_1) / (R)} \quad \text{équation 4}$$

Avec comme équations aux dimensions : P en hectoPascal, F_i en centiNewton/cm et R en cm, 1 mm Hg = 1,33 hPa et C = 2.π.R = circonférence du membre, (F_1 + F'_1) étant la force intégrée sur la largeur de l'éprouvette

Mentionnons au passage que chaque pays a ses propres normes pour la mesure in vitro ; la France procède selon la norme NF G30102b, les pays germanophiles se réfèrent à la RAL 387, le Royaume Uni se réfère à la BS7505.
Quant au « stiffness index », il est défini par la variation de pression correspondant à une variation de circonférence de 1 cm.

$$\text{Stiffness index} = \mathbf{((F1 + F'1) / (R))_{final} - ((F1 + F'1) / (R))_{initial}} \quad \text{équation 5}$$

Quand la différence est de 1 cm de circonférence entre l'état final et l'état initial.
Si nous convertissons les axes de la *Figure 1*, le degré d'allongement en circonférence et les forces en pression, alors on constate que le stiffness index à un point de fonctionnement donné n'est autre que la dérivée première de la courbe à ce point de fonctionnement considéré. En conséquence de quoi, la courbe d'hystérésis n'est pas utile en tant que telle dans son intégralité mais seulement aux environs du point de fonctionnement sur la courbe basse du cycle de retour pour étudier, par exemple, les phénomènes de Pression-travail/Pression-repos.

Encadré 6

In vivo (en latin : « au sein du vivant ») est une expression latine qualifiant des recherches ou des examens pratiqués sur un organisme vivant, par opposition à in vitro ou ex vivo. Les essais cliniques sont une forme de recherche in vivo, en l'occurrence sur des humains. **In *vivo*** permet la distinction par rapport aux recherches ou examens in vitro, qui sont effectués sur des organes, des tissus, des cellules, des composants de la cellule, des protéines ou des biomolécules.
In situ est une expression latine qui signifie « sur place » ; elle est utilisée en général pour désigner une opération ou un phénomène observé sur place, à l'endroit où il se déroule (sans le prélever ni le déplacer), par opposition à *ex situ*. L'expression comporte des significations spécifiques dans des contextes très divers. En biologie, le terme **in situ** désigne l'examen d'un phénomène exactement à l'endroit où il se déroule (sans le prélever ni le déplacer vers un milieu spécial). Sa signification est en général intermédiaire entre in vivo et in vitro. Par exemple, examiner une cellule au sein d'un organe intact entier et sous perfusion peut signifier un examen in situ. Ceci n'est pas implicitement une expérience in vivo car l'animal est sacrifié, mais ce n'est pas exactement la même situation que de travailler avec la cellule isolée (ce qui pourrait être un parfait exemple d'expérience in vitro).
In vitro (en latin : « dans le verre ») signifie un test en tube ou, plus généralement, en dehors de l'organisme vivant ou de la cellule. Un exemple est la Fécondation in vitro **(FIV)**. A côté de *in vitro* on rencontre également in vivo et in silico : respectivement au sein d'un organisme ou par voie informatique. Comme beaucoup d'expériences liées à la biologie moléculaire sont effectuées en dehors des organismes ou des cellules, et comme les conditions ne représentent pas forcément les conditions intracellulaires, les résultats sont souvent mentionnés comme in vivo, in vitro ou in silico.

Encadré 7 – Définition selon Wikipedia

Les explications détaillées de la formule de calcul sont données dans l'*Encadré 6*. De ce fait, si le Stiffness index intervient dans la dynamique de la pression, le degré de l'hystérésis lui-même ne joue pratiquement aucun rôle aux alentours du point de fonctionnement *(Fig. 2)*.

Pression d'interface statique (in situ) [5]

La méthode in vitro donne une valeur absolue relative aux propriétés intrinsèques des BMC. Pour connaître le comportement relatif d'un article donné sur un membre donné dans des conditions d'utilisation données, on fait appel à la méthode de mesure in situ. Nous préférons le terme in situ à celui de in vivo car le protocole d'évaluation ne concerne que le domaine au-dessus de la peau, à un site bien particulier sur la surface extérieure du membre humain (voir définitions Wikipedia, *Encadré 7*).

Cette procédure consiste à placer un capteur entre le BMC et la peau pour évaluer la pression d'interface *(Fig. 7)*.

Cela semble très simple à faire a priori mais s'avère relativement complexe en fin de compte car, dans cette configuration, on mesure non pas uniquement les propriétés intrinsèques des BMC mais un système hétérogène de matériaux composé du BMC, du capteur et enfin de la visco-élasticité de la peau. Il est à noter que la mesure de la pression d'interface ne fait encore, en 2008, l'objet d'aucune norme. Il existe de nombreux appareils de mesure de pression d'interface ; dans cet article, nous faisons référence à l'appareil SIGaT (Sigvaris Interface-pressure Gauge advanced Tester). Il est un des multiples instruments de mesure de pression in situ disponibles de nos jours. Nous utilisons le SIGaT dans le présent travail car il possède les fonctionnalités dont nous avons besoin, à savoir un capteur de faible épaisseur (3/10 mm),

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

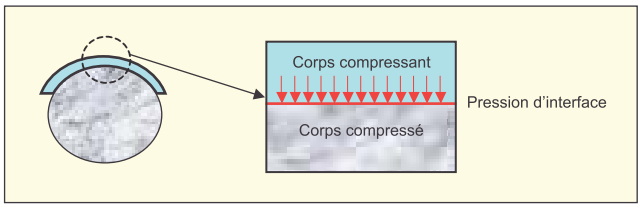

Fig. 7. – Définition de la pression d'interface

flexible pour pouvoir épouser le contour du point de mesure, avec une surface d'investigation suffisante et significative, ayant le minimum d'artéfact et surtout présentant la possibilité des faire des enregistrements sur PC en continu en mode multicanaux. Le principe de mesure est sommairement illustré en *Figure 8*.

LA PRESSION DYNAMIQUE OU « PRESSION TRAVAIL – PRESSION REPOS »

Variations physiologiques de la pression veineuse

Le système veineux est une colonne sanguine qui obéit aux lois de l'hydro-statique : la pression transmurale des veines profondes est égale à la pression de l'oreillette droite du cœur plus la hauteur de la colonne de sang au point considéré. Exemple, dans le pied :

– au repos allongé, la pression est de 5-10 mm de Hg ;

– debout immobile, la pression monte progressivement pour atteindre après quelques minutes environ 100 mm de Hg. A la marche, après 2 à 4 pas, la pression descend à 30 mm de Hg *(Figure 9)*. Si la dynamique de la pression intraveineuse en est ainsi, qu'en est-il de la contre-pression exercée par les BMC ?

Dynamique de la pression exercée par les BMC (Encadré 8)

Ces équations un peu complexes démontrent bien que la performance de la pression dynamique ne dépend pas uniquement de la stiffness du matériau (variations faibles du rayon de courbure) : la tonicité musculaire y contribue significativement. C'est pour cette raison que l'amplitude de la dynamique in situ est largement supérieure à celle évaluée en mode in vitro.

Évaluation dynamique in vitro *(Fig. 10)*

La méthode d'évaluation de la pression décrite au paragraphe 3.1 consiste à évaluer les caractéristiques élastiques intrinsèques des BMC en se référant à un modèle simplifié de la forme des membres, considérant comme circulaire la section du membre. Elle ne tient pas

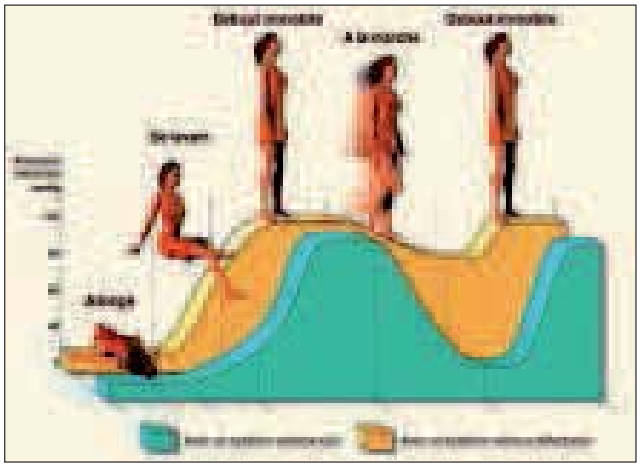

Fig. 9. – Pression dynamique intraveineuse : effets de la position et de la marche sur la pression veineuse

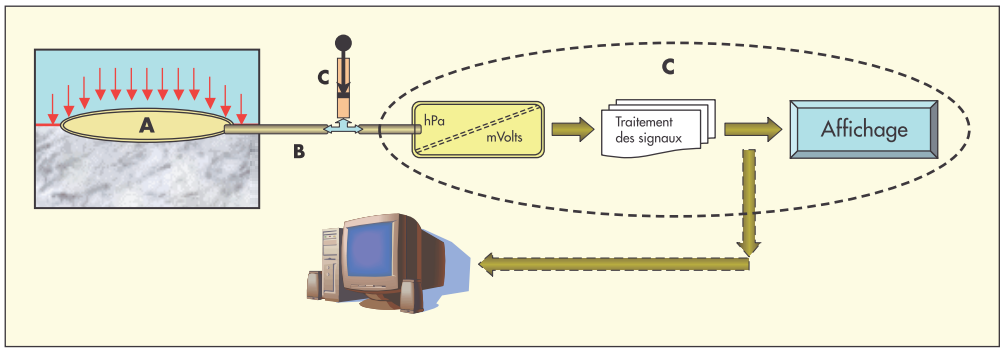

Fig. 8. – Principe SIGaT de mesure de pression d'interface
Une pochette (A) est insérée entre le BMC et la peau ; cette pochette est connectée à un système de tuyaux (B) qui transmet la pression de l'intérieur de la pochette vers une unité électronique. La pression arrive sur un transducteur qui convertit la pression pneumatique (hPa) en grandeur électrique (mVolts). En injectant de l'air au moyen de la seringue (C), on fait augmenter progressivement la pression dans l'ensemble du système. Au cours de cette montée en pression, l'unité électronique, par un algorithme spécifique, détecte le moment où la pression à l'intérieur de la pochette est égale ou légèrement supérieure à la pression exercée par le corps compressant ; cette pression est définie comme la pression statique 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

Equation de la pression statique $P_{statique} = \frac{T}{R}$

En in vitro, avec un modèle simplifié pour la forme du membre, l'expression de la pression devient :

$$P_{statique} = \frac{T \pm \Delta T}{R \pm \Delta R}$$

Comme nous l'avons précédemment vu sur la *Figure 2*, au point de fonctionnement le ΔT est relativement modeste, de l'ordre de quelques pourcents. De même, dans l'étude de W. Blaettler, le ΔR est également modeste, de l'ordre de 5 mm en moyenne.
Ainsi la courbe de la pression dynamique in vitro est simple à comprendre.

En dynamique il s'agit de la variation de la pression en fonction du temps lors des activités musculaires ; ainsi l'expression mathématique de la pression dynamique devient :

$$P_{statique} = \frac{T}{R}$$

P_{dyn} = dérivée de $P_{statique}$

Dans le cas de la mesure in situ, T est un phénomène en fonction du temps et R est également en fonction du temps. Ce qui est nouveau par rapport à ce qui est admis jusqu'à présent, c'est que R = *f* (t) est une fonction totalement probabiliste (selon l'emplacement du capteur, de la morphologie de la vitesse de contraction et de la tonicité musculaire) alors que T = *f* (t) est une fonction totalement déterministe définie par la courbe de la *Figure 2*.
Ansi P_{dyn} est la dérivée d'une fonction composée, T = *f* (t) et R = *f* (t)

$$P_{dyn} = \frac{dP}{dt}_{statique} = \left[\frac{\left(\left(\frac{dT}{dt}\right)\times\frac{1}{R}\right)+\left(d\left(\frac{1}{R}\right)\left(\frac{1}{dt}\right)\times T\right)}{R^2}\right] \quad \text{équation 6}$$

Ainsi nous pouvons constater que la P_{dyn} est régie par 2 paramètres, la variation de la tension du tricot d'une part $\left(\frac{dT}{dt}\right)$ et d'autre part la variation du rayon de courbure $\left(d\left(\frac{1}{R}\right)\left(\frac{1}{dt}\right)\right)$.

Or nous avions vu précédemment que la variation de la tension du tricot est faible, car la variation de la circonférence est très modeste (par exemple 3 mm sur 40 cm au mollet, ce qui ne fait que < 1 %). Ainsi l'amplitude de la pression dynamique ne peut trouver son explication que dans la contribution du terme $\left(d\left(\frac{1}{R}\right)\left(\frac{1}{dt}\right)\right)$ de l'équation. Par conséquent la performance de la pression dynamique ne dépend pas uniquement de la stiffness du matériau mais la tonicité musculaire y contribue significativement. C'est pour cette raison que l'amplitude de la dynamique in situ est largement supérieure à celle évaluée en mode in vitro.

Encadré 8

compte de la réalité morphologique de chacun et du facteur de pose des BMC sur le membre. Cette approche permet de déterminer de façon globale le comportement et de faire la prédiction des effets des BMC sur le membre « moyen » à traiter. La simulation de la pression in vitro consiste à mettre en extension le matériau à la dimension du membre à traiter (au point de fonctionnement du produit, *Fig. 2*) et d'y appliquer une extension additionnelle et cyclique de la même amplitude que la variation de la circonférence du membre en mouvement, au point considéré. Dans de précédents travaux par W. Blättler et al. [6], des enregistrements ont été effectués sur la variation de la circonférence du mollet lors des contractions des muscles du mollet ; il a été noté une variation moyenne d'amplitude d'environ 5 mm seulement. La relation entre pressions statiques in vitro et in situ a fait l'objet d'une de nos publications [7].

Évaluation dynamique in situ *(Figs. 10 et 12)*

La mesure in situ donne des valeurs très ponctuelles dans le temps et dans l'espace en prenant en compte tous les paramètres interagissant simultanément à un moment donné et dans un ensemble de circonstances données : tel BMC de telle classe en telle taille sur une jambe d'une telle morphologie selon tel mode d'enfilage ; mesure effectuée avec tel capteur placé à tel endroit de la jambe avec le sujet placé selon telle posture. Il est à noter que si les procédures de mesure in situ permettent d'obtenir des informations avec une très grande richesse dans le cas des études cliniques, ces opérations de mesure in situ ne peuvent en aucun cas caractériser de façon adéquate les propriétés intrinsèques des BMC ; les mesures in situ sont complémentaires aux mesures in vitro.

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 résumé, les mesures in vitro caractérisent *le matériel* de compression dans l'absolu, les mesures in situ caractérisent *l'ensemble composite BMC en pression de contact avec le membre* à traiter.

La différence qui existe entre les courbes de pression dynamique in vitro *(Fig. 10)* et in situ *(Fig. 11)* peut être expliquée simplement par le fait que, dans le premier cas, les variations de pression dépendent essentiellement des propriétés intrinsèques du matériau alors que, dans le deuxième cas, la dynamique musculaire est évaluée en même temps que le BMC. La *Figure 12* montre un enregistrement de pression dynamique in situ à 3 points différents. Elle souligne le caractère probabiliste du phénomène.

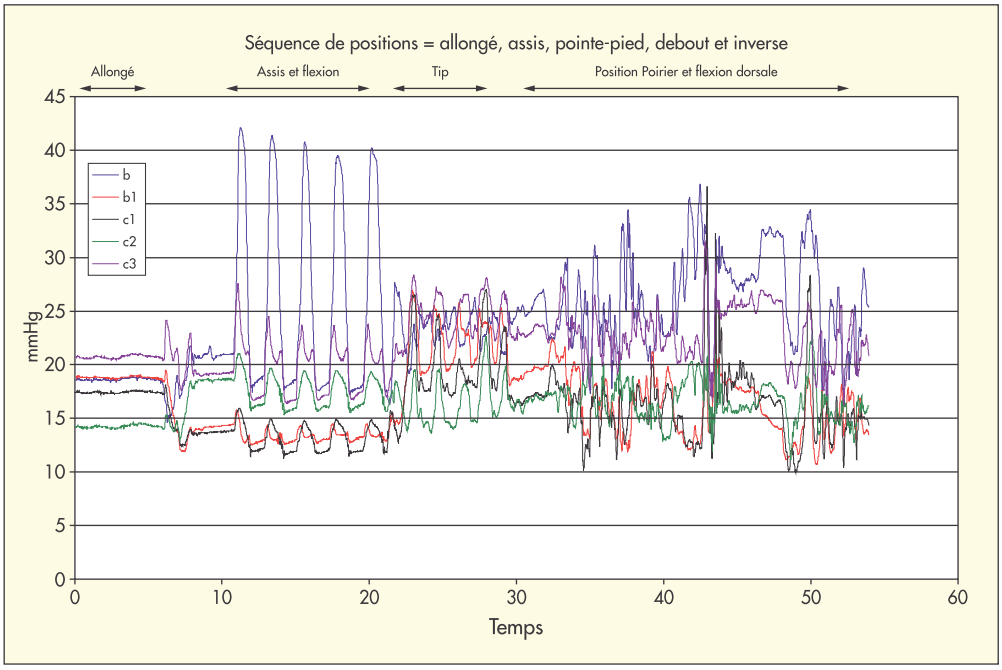

Fig. 10. – Cinétique de la pression d'interface selon les postures

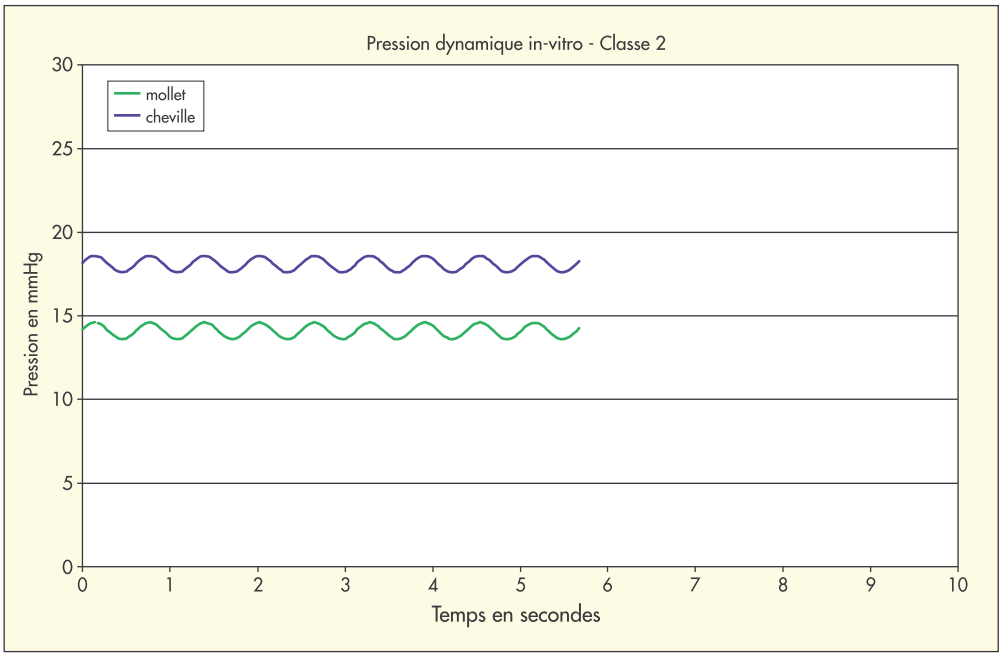

Fig. 11. – Pression dynamique in vitro des bas médicaux de compression

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

CONSÉQUENCES DES BMC SUR L'ANATOMIE DU SYSTÈME VEINEUX

Un des points importants pour juger de l'action thérapeutique des BMC, donc de leur efficacité, est l'étude de leur action mécanique qui comprend 2 composantes principales : un effet de micro-massage et un effet sur le calibre des veines.

Effet de micro-massage

Le terme de massage correspond à une cinétique de pression à des endroits bien localisés (par exemple la pression engendrée par l'appui de la main (du kinésithérapeute) qui se déplace sur la peau. Chaque point de la topographie de la pression *(Fig. 13)* est fonction de la tension du tricot d'une part et du rayon de courbure locale du membre d'autre part.

Ainsi, lors de la contraction musculaire, lorsqu'une zone élémentaire subit un changement de rayon de courbure locale, cette zone subira une variation de pression. Les zones fortement osseuses ne subissent pas de variations de rayon de courbure local. Afin d'appréhender le micro-massage engendré par les BMC, il est nécessaire de visualiser la topographie in situ de la pression.

Ainsi, compte tenu du fait que la pression générée par les BMC est régie par la loi de Laplace et que le rayon de courbure locale est différent à chaque point de la jambe, la topographie 3D de la pression réelle sur la partie inférieure de la jambe peut être associée plus à une surface gauche qu'à une surface plane.

La *Figure 13* propose une telle représentation avec, en axe des X, la position angulaire du point considéré en partant de la crête tibiale – le tendon d'Achille étant à 180°, en axe des Y, la hauteur du membre – ici de la cheville jusqu'à la tête du péroné – et, en axe des Z, le niveau de pression locale. Lors de la contraction musculaire la topographie 3D de la pression d'interface passe de la *Figure 13* à la *Figure 14*. On expliquerait ainsi le phénomène de micro-massage par BMC ; ceci n'existerait que dans la mesure où il y a une activité musculaire.

Effet sur le calibre des veines

Pour mieux comprendre l'action des BMC sur les veines, il est nécessaire de vérifier leur action mécanique directe de compression sur la paroi et la lumière des veines superficielles, musculaires et profondes. La question cruciale est : quelle est la pression nécessaire pour réduire le calibre veineux et la pression minimale pour réduire ou occlure la lumière ?

On peut répondre à cette question grâce à 3 types de protocoles :

– une exploration IRM en position assise ou couchée ;

– une exploration par phlébo-scanner en décubitus avec mesure contemporaine de la pression par des capteurs ;

– un duplex réalisé à travers une fenêtre transparente en association avec un brassard de pression lors de l'utilisation d'un BMC.

Voici les principaux résultats obtenus par ces 3 techniques :

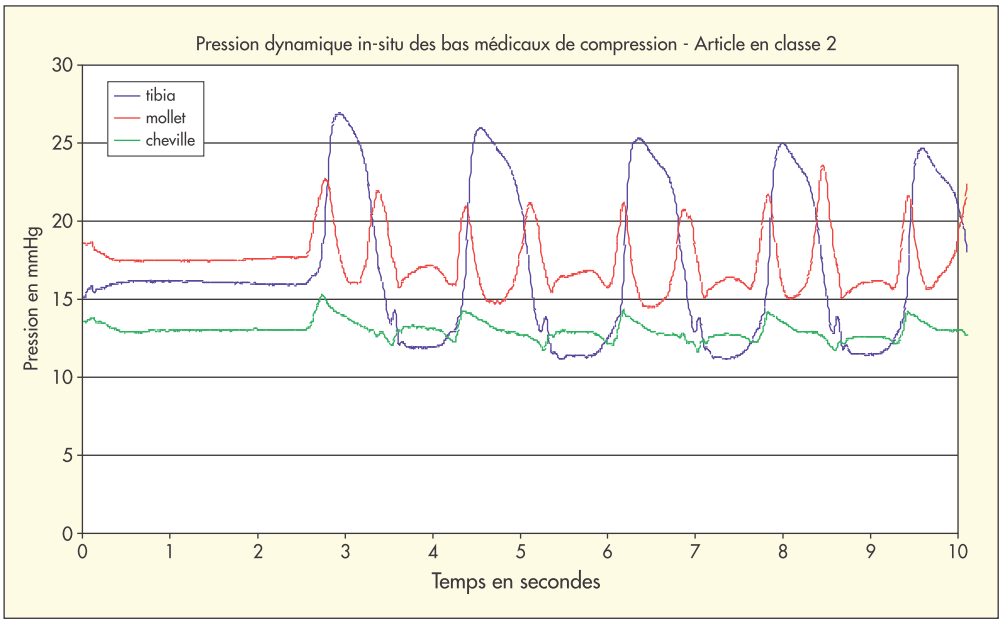

Fig. 12. – Pression dynamique des bas médicaux de compression in situ

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

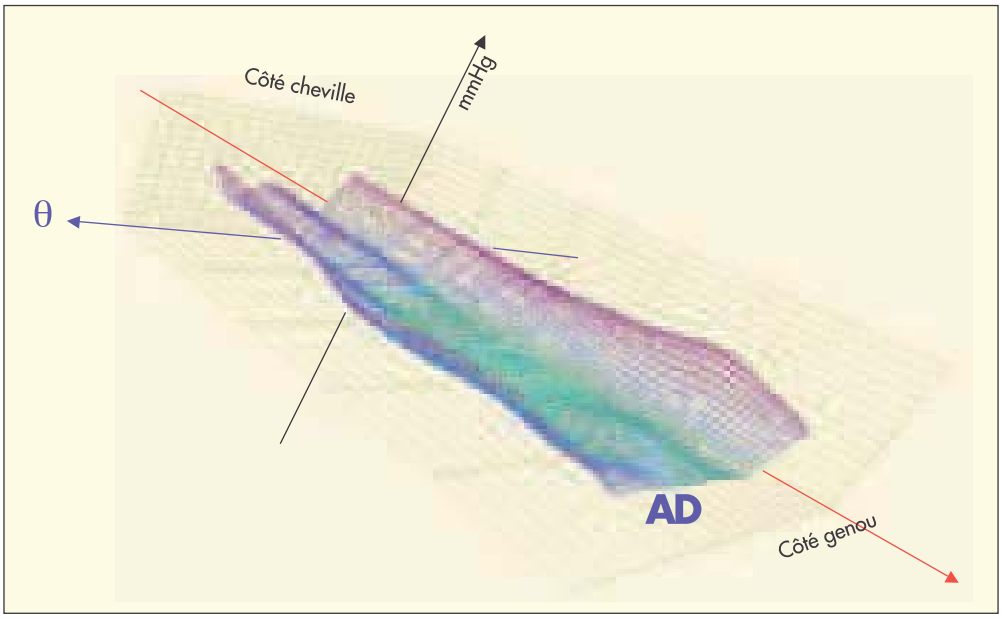

Fig. 13. – Topographie 3D de la pression réelle sur un mollet muscle relaxé

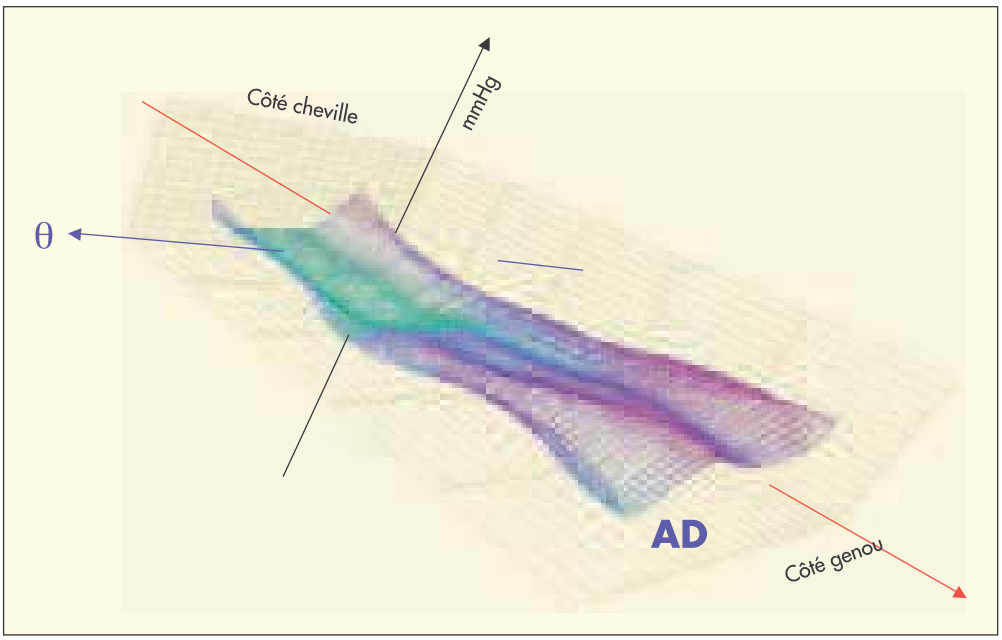

Fig. 14. – Topographie 3D de la pression réelle sur un mollet muscle contracté

Le protocole d'IRM pour l'évaluatin du calibre des veines par brassard acoustique [8]

Ce protocole d'IRM montre un comportement différent des veines musculaires et profondes quant à l'influence de la compression, les veines musculaires étant plus sensibles, comprimées dès 20 mm de Hg. Toutefois, une pression de 50 mm de Hg n'entraîne pas d'occlusion complète.

Cette étude, complétée par des mesures de pression au brassard, souligne également des résultats très différents selon qu'il existe ou non un reflux : les pressions d'occlusion étant respectivement au niveau poplité de 110 et 80 mm de Hg ; au niveau des veines jumelles internes de 80 et 40 mm de Hg.

Nous avons réalisé [5] un protocole de phlébo-scanner

Mesures faites en décubitus sans injection avec capteurs de pression connectés au système SigaT mis au point par Blazek [9] et placés sous les BMC *(Tableau I)*.

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

		No stocking	Sigvaris micro3	Sigvaris coton2	Sigvaris 504
Cheville	Pression théorique (mm Hg)	0	26	18	45
	Pression réelle VGS	0	20	16	41
	Lumière VGS	réf.	– 43 %	réf.	– 75 %
	Pression réelle VPS	0	36	21	52
	Lumière VPS	réf.	– 67 %	réf.	– 63 %
Cuisse	Pression théorique	0	8	11	25
	Pression réelle VGS	0	7	10	23
	Lumière VGS	réf.	idem	réf.	idem

Tableau I. – Comparaison de la pression statique en position couchée et effets des BMC sur le calibre des veines saphènes (protocole de phlébo-scanner sans injection)

Ceci a permis de comparer au même endroit la pression théorique in situ (grâce à la valeur du rayon de courbure calculé sur les coupes scanner) et la pression locale mesurée par le capteur : cette double évaluation a confirmé l'exactitude des valeurs de pression d'interface mesurées in situ entre la BMC et la peau.

Il a été possible également, sur le site du capteur, d'étudier l'anatomie veineuse, la lumière des veines étant bien visible sur les coupes scanner. Ce protocole a été réalisé avec 3 types de BMC fournissant des compressions différentes que nous avons comparées 2 à 2 de la manière suivante :

– l'absence de compression versus le bas Sigvaris micro 3 ;

– et le bas Sigvaris coton 2 versus le bas Sigvaris 504.

Les résultats obtenus (en décubitus) détaillés sur le *Tableau I* peuvent se résumer à 3 constatations principales :

1) pour le même bas, les pressions obtenues sont très différentes selon le territoire considéré : pour une pression théorique *à la cheville* de 26 mm de Hg avec un Sigvaris micro 3, la pression en arrière, en regard de la PVS, est de 36 mm et, sur la face médiale en regard de la VGS, de 20 mm de Hg (ceci s'explique aisément par la loi de Laplace locale) ;

2) à la cheville, une pression de 20 mmHg réduit de 43 % la lumière veineuse de la VGS. Mais même une pression de plus de 50 mm de Hg n'occlut pas totalement la veine ;

3) par ailleurs, au *niveau de la cuisse*, aucun bas ne réduit le calibre de la VGS (pression maximale mesurée 25 mm de Hg pour une pression de 52 à la cheville).

Le corollaire de ce résultat est que, si l'on veut comprimer la VGS à la cuisse, il faut utiliser un système de cylindre compressif le long du compartiment saphène. Ceci, en réduisant le rayon de courbure, permet de doubler ou tripler la pression conformément à la loi de Laplace [10].

Le protocole de mesure de la pression par un brassard

Protocole utilisé par deux auteurs avec une fenêtre de contrôle pour mise en place d'une sonde Doppler :

– H. Partsch [11] a montré que des bas de compression de classe 2 allemande fournissant une pression à la cheville de 35 mm de Hg donnent une pression maximale à la cuisse de 15 mm de Hg et n'entraînent aucun effet à ce niveau sur la calibre des veines.

Au contraire, en utilisant un brassard, un début de réduction de calibre est obtenu avec une pression moyenne entre 30 et 40 mm Hg en position assise et debout. L'occlusion complète des veines superficielles et profondes de la jambe se produit à 20-25 mm Hg couché, à 50-60 mm Hg assis et à environ 70 mm Hg en position debout. Les différences entre assis et debout ($P < .01$) et entre debout et couché ($P < .001$) sont toutes deux significatives.

– Plus récemment C. Jeanneret [12] a montré que le diamètre de la GVS, de la PVS et des veines tibiales postérieures était réduit significativement par un bas de compression donnant une pression au point C de 20 à 25 mm de Hg.

Ce qu'il faut retenir : la pression moyenne à exercer sur un membre sain pour comprimer les veines dépend de la position : couchée > 25 mm Hg, assise > 50 mm Hg, debout > 70 mm Hg.

Ces pressions sont plus importantes pour les veines profondes et supérieures en cas de pathologie de reflux. On comprend donc la nécessité de comprimer fort en cas de troubles tissulaires.

En pratique quotidienne en France, il existe sûrement un autre mécanisme que la simple pression statique : c'est l'effet de micro-massage alternatif obtenu par les contractions musculaires à la marche.

La compression est un traitement qui se porte à la marche.

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

CONCLUSION

La notion de « pression de travail – pression de repos » n'est pas une propriété intrinsèque du matériau de compression, mais la résultante d'un ensemble composite comprenant le bas médical de compression, la morphologie 3D du membre considéré et les effets dynamiques de la contraction musculaire.

La pression d'interface mesurée « in situ » en chaque point est une valeur singulière dans le temps et dans l'espace, qui représente une photographie instantanée du phénomène pour des points d'investigation bien particuliers.

C'est pourquoi il est préférable d'évaluer la topographie globale (3D) de la pression d'interface pour mieux appréhender le phénomène des pressions d'interface et leurs conséquences thérapeutiques.

Ainsi, la pression « statique » exercée en chaque point ne permet pas, à elle seule, d'expliquer l'action thérapeutique des BMC. Nous avons vu en effet les pressions élevées qui seraient nécessaires pour comprimer le système veineux superficiel et surtout le système profond.

C'est dire l'importance de la prise en compte des variations dynamiques de pression lors de la contraction musculaire. C'est l'indice de rigidité (stiffness index) in situ qui traduit peut-être le mieux les conséquences sur le système veineux. « La compression est un traitement qui se porte à la marche » : le rendu physiologique final passe par l'explication du micromassage lors des contractions musculaires.

Il nous reste maintenant à mieux comprendre comment caractériser la contraction musculaire…

RÉFÉRENCES

1. Référentiel technique des orthèses élastiques de contention des membres. Document Asqual 2002.

2. 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.

3. Document Consensus Pr. Mariani 2006. Édition Minerva Torino. ISBN 10 : 88-7711-546-1.

4. Normes NF G30 102b.

5. Uhl J.F., Drapier S., Gaied J., Lun B., et al. Pression théorique et pression mesurée in situ des BMC. *Phlébologie* 2005 ; 58 : 131-8.

6. Blättler W., Lun B., Uhl J.F., Bringer Y. Determinants of pressure exerted by medical compression stockings. *Phlebologie* 2007 ; 5 : 237-244.

7. Uhl J.F., Lun B. True and theoretical pressure of medical compression stockings (MCS) : relationship with anatomy of the veins evaluated by helical CT. *Proc Internat Sympo CNVD* Prague 2004 ; 3 : 105-8.

8. Couzan S., Prüfer M., Ferret J.M., Mismetti P., Pouget J.F. Un nouveau concept de contention-compression : apport de l'écho-Doppler couleur avec prise des pressions veineuses et de l'IRM. *Phlébologie* 2002, 55 : 159-71.

9. Blazek V. Ein neues pneumatisch-elektronisches Meßverfahren zur Bestimmung des Anpreßdrucks medizinischer Kompressionstrumpfe. *Phlebologie* 1997 ; 26 : 143-9.

10. Benigni J.P. Pour une compression efficace au niveau de la cuisse : mesure des pressions sous un manchon. *Angéiologie* 2007 ; 59, 3 : 76-77.

11. Partsch B., Partsch H. Calf compression pressure required to achieve venous closure from supine to standing position. *J Vasc Surg* 2005 ; 42 :734-8.

12. Jeanneret C., Gris C.B., Von Planta I. Impact of different compression stockings on calf vein diameters. *Intern Angiol* 2007 ; 26 (suppl. 1) : 74.