

Effet local des bas de compression sur l'activité microcirculatoire cutanée au mollet évaluée par conductivité thermique efficace.

Local effect of elastic stockings on cutaneous microcirculatory activity on the calf through the measurement of skin effective thermal conductivity.

Gobin J.-P.¹, Grenier E.², Gehin C.², Lun B.³, Uhl J.F.⁴, McAdams E.²

Résumé

Objectifs : Mettre en évidence l'effet physiologique local instantané du bas de compression (pression moyenne de 13 mmHg à la cheville et au mollet) sur l'activité microcirculatoire cutanée.

Méthodes : L'effet local des bas de compression sur l'activité microcirculatoire cutanée a été évalué à partir de la mesure de la conductivité thermique efficace de la peau grâce à un dispositif ambulatoire Hematron®. Les données de conductivité thermique efficace cutanée ont été mesurées au mollet en position allongée, sans et avec textile de compression.

Matériel : Une étude clinique a été réalisée sur 30 femmes (âge : 42 ± 2 ans) atteintes d'insuffisance veineuse chronique légère (Cos et C1s selon la CEAP).

Résultats : Une amélioration significative de 7,63 % ± 1,80 % a été obtenue en position allongée ($p < 0,0001$) et le bénéfice a été rapporté pour 83 % de la population étudiée.

Conclusion : Ces résultats montrent que les textiles de compression élastiques ont une influence sur l'activité de la microcirculation cutanée dans ces conditions expérimentales. Des travaux complémentaires sont nécessaires pour étendre ces résultats à d'autres positions.

Mots-clés : thérapie par textile compressif, microcirculation, conductivité thermique efficace cutanée.

Summary

Objectives: Improve knowledge of the instantaneous local physiological effect of compression stockings (mean pressure about 13 mmHg at the ankle and calf) on skin microcirculatory activity.

Methods: To assess the local effect of compression stockings, we used the ambulatory device Hematron® to enable the monitoring of skin effective thermal conductivity located on the calf under the elastic garment in supine position.

Materials: A clinical study was performed on 30 female subjects (age: 41 ± 2 years old) having a light chronic venous disease (classes Cos and C1s of CEAP)

Results: Significant improvement of 7.63% ± 1.80% was obtained in supine position ($p < 0.0001$) and the benefit has been reported for 83% of the studied population.

Conclusion: In our experimental conditions, these results indicate that elastic compressive textiles have a positive influence on skin microcirculation activity. Further work is required to extend these results to other body positions.

Keywords: compression therapy, cutaneous microcirculatory activity, skin effective thermal conductivity.

1. Jean-Pierre Gobin, médecin vasculaire, 39 bis, rue de Marseille, F-69007 Lyon.

2. Étienne Grenier, Claudine Gehin, Éric McAdams, Capteurs biomédicaux, Institut des nanotechnologies de Lyon, INSA-Lyon, 20, avenue Albert-Einstein, F-69621 Villeurbanne Cedex.

3. Bertrand Lun, Ganzoni France Service Recherche, ZI Sud Andrézieux, F-42170 Saint-Just-Saint-Rambert.

4. Jean-François Uhl, chirurgien vasculaire, URDIA unit, Université Paris Descartes, 45, rue des Saints Pères, F-75006 Paris.

Introduction

Chez les Européens, les maladies veineuses chroniques (MVC) sont l'une des causes les plus fréquentes de consultation médicale. Néanmoins, et heureusement, la majorité de ces patients ne sont pas atteints de grave pathologie.

D'après le **Bonner Venen studie** [1], environ 10 % de la population suivie montre des signes de maladie veineuse (Co) alors qu'environ 2/3 d'entre elle est concernée par les premiers stades (C1 et C2) de la MVC selon la classification CEAP [2].

Les signes visibles précurseurs annonçant des troubles veineux sont les téléangiectasies et les veines réticulaires qui apparaissent à l'échelle macro du réseau veineux superficiel. Cependant, nous devons garder à l'esprit qu'avant d'atteindre les petites veines, le flux sanguin provenant du versant artériel doit passer par de plus petits vaisseaux sanguins et, en particulier, le réseau capillaire où les nutriments sont échangés à l'échelle micro.

Compte tenu du traitement, la thérapie par compression est une solution efficace pour lutter contre les symptômes de la maladie.

Un grand nombre d'études publiées sont issues de questionnaires orientés macro-circulation, comme par exemple la déformation des parois de la veine sous compression externe [3] ou les résultats physiologiques globaux [4].

Seuls quelques articles traitent des maladies veineuses chroniques et de la microcirculation cutanée [5, 6] ; les auteurs ont rapporté des résultats intéressants quant à l'effet de la compression et de la microcirculation de la peau [7, 8].

Abu-Own a reporté que l'activité de la microcirculation de la peau est altérée à partir d'une pression d'interface de 50 mmHg [9].

D'autre part, selon **H. Partsch**, l'occlusion complète des veines des membres inférieurs se produit pour une pression d'environ 70 mmHg en position debout [10].

Un tel niveau de pression peut provoquer des effets secondaires néfastes sur la microcirculation. La plupart des études citées précédemment reliant la pression exercée sur la peau et l'activité microcirculatoire cutanée [6, 8] ont été effectuées en utilisant le système par laser Doppler. Ce dispositif évalue le flux sanguin du réseau capillaire sur une zone d'investigation de quelques mm².

Le but de notre étude est d'améliorer les connaissances des effets de la pression de contact cutanée exercée par les bas de compression sur l'activité microcirculatoire des membres inférieurs.

Cette étude a été rendue possible grâce au dispositif Hematron®, qui permet d'évaluer localement (quelques cm²) l'activité de la microcirculation de la peau en-dessous des textiles compressifs.

Matériels et méthodes

Dispositifs évaluant le flux sanguin cutané

Différentes méthodes non-invasives permettant d'évaluer l'activité de la microcirculation cutanée de façon non-invasive existent [11, 12, 13].

La fluxmétrie par laser Doppler (LDF) est la technique la plus couramment utilisée dans les examens cliniques de dermatologie, de pharmacologie, de neurochirurgie ou d'anesthésie [14]. Le LDF est approprié pour évaluer et surveiller les variations rapides de la perfusion tissulaire.

D'autres méthodes existent, telles que **l'imagerie laser Doppler de perfusion (LDI)** et plus récemment, **l'imagerie par granularité laser (LSI)** [15].

Ces deux techniques offrent la possibilité de mesurer la circulation sanguine cutanée, avec un peu de temps d'acquisition d'image, résolution d'image élevée et une réponse linéaire de modifications du débit sanguin.

Ces **méthodes optiques** sont utilisées dans de nombreuses applications cliniques telles que les maladies vasculaires périphériques (phénomène de Raynaud [16]) ou l'insuffisance veineuse chronique [17].

Le LDI et le LSI donnent une mesure quantitative ou qualitative de l'activité microcirculatoire cutanée sans contact.

Toutes ces méthodes, aux unités arbitraires, sont non-ambulatoires et sont généralement très sensibles aux artéfacts de mouvement [18].

Bien que ces dispositifs soient couramment utilisés en angiologie, ils ne sont pas appropriés à nos besoins expérimentaux. En effet, la sonde LDF permet d'évaluer la perfusion sanguine cutanée sur une petite surface : environ 1 mm².

Cette mesure est par conséquent fortement dépendante de l'emplacement de la sonde [19]. De plus, cette technique est sensible aux artéfacts de mouvement ce qui implique que le sujet doit rester immobile lors de l'expérimentation.

En ce qui concerne la technique LDI, elle permet d'étudier une grande surface cutanée, mais la mesure ne peut pas être effectuée avec le bas élastique.

Pour contourner ces limitations, la méthode clairance thermique a été utilisée.

La conductivité thermique efficace peut être considérée comme un indicateur de l'activité métabolique et microcirculatoire [20].

Des études ont montré que les techniques pléthysmographie et LDF sont corrélées avec la méthode de clairance thermique.

En effet, la corrélation entre les valeurs mesurées sur l'avant-bras de 6 sujets avec le dispositif Hematron® a varié de 0,69 à 0,97 par rapport aux valeurs de pléthysmographie et de 0,86 à 0,92 par rapport au LDF [21].

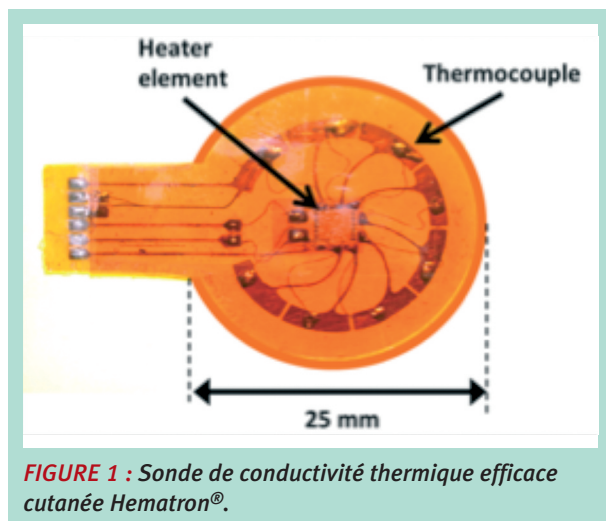


FIGURE 1 : Sonde de conductivité thermique efficace cutanée Hematron®.

Le dispositif Hematron® utilisé dans cette étude permet de mesurer la conductivité thermique efficace cutanée en conditions ambulatoires au mollet grâce à une sonde située directement sous le bas de compression.

Un support spécifique a été conçu pour éviter une pression excessive sur la peau par la sonde et exercée par le textile élastique.

Dispositif Hematron®

Hematron® est un dispositif miniaturisé permettant de mesurer la conductivité thermique efficace cutanée en conditions ambulatoires [22].

Cette mesure est basée sur une technique de clairance thermique qui consiste à créer un champ thermique constant sous l'élément chauffant (méthode isothermique).

Ce champ thermique est perturbé par le flux sanguin dans les capillaires (petits vaisseaux du système circulatoire) qui dissipent la chaleur fournie. Afin de maintenir la constante de champ thermique, la puissance électrique fournie à l'élément chauffant est commandée.

La sonde (Figure 1) est constituée d'un disque de 25 mm de diamètre et de 4 mm d'épaisseur. Une fois la sonde placée sur l'épiderme, un incrément de 2 °C est établi entre le centre du capteur et sa périphérie par un élément chauffant situé au centre.

Cette différence de température est mesurée grâce à 8 thermocouples connectés en série. Hematron® est un capteur actif qui commande la puissance électrique de l'élément chauffant central de sorte à maintenir un écart de 2 °C entre la mesure et des composants de référence.

Cela garantit que le volume exploré par le champ thermique est constant. Par conséquent, la puissance électrique nécessaire pour maintenir l'incrément de température est proportionnelle à la conductivité thermique efficace des tissus [23].

Cette conductivité thermique s'exprime en $\text{mW.cm}^{-1}.\text{C}^{-1}$ et les valeurs sont comprises entre 2 et $10 \text{ mW.cm}^{-1}.\text{C}^{-1}$ pour les tissus biologiques.

Protocole expérimental

Pour améliorer la connaissance des effets physiologiques des textiles élastiques sur la microcirculation cutanée, une étude clinique a été conduite sur 30 femmes entre 25 et 55 ans (42 ± 2 ans) répondant aux critères d'inclusion de stades Cos (11 sujets) ou C1s (19 sujets) de la classification CEAP.

Cette étude clinique a été réalisée par le laboratoire DermScan® (Villeurbanne, France). Lors de la visite d'inclusion, chaque volontaire a signé un formulaire de consentement détaillant les informations de l'expérimentation.

Cette étude est référencée dans le rapport DermScan® # 13E0829 - 2013.

Les sujets ont porté des bas de compression élastiques, disponibles sans ordonnance, appliquant une pression d'environ 13 mmHg à la cheville et au mollet. La mesure de la compression a été réalisée *in vitro* selon la méthode standard utilisée pour les textiles de compression médicaux (NF G10032b).

Ces produits sont composés de 71 % de polyamide, 28 % d'élasthanne et 1 % de coton.

Les expérimentations ont été effectuées dans une pièce à température contrôlée de 22 °C. Dès leur arrivée, les sujets sont restés 15 minutes en position assise pour retrouver des conditions physiologiques de repos.

La sonde Hematron® était positionnée sur la région postérieure du mollet. L'expérimentation s'est décomposée en deux étapes successives. La première phase a été réalisée pour évaluer la conductivité thermique efficace cutanée sans bas de compression.

Cette valeur correspond à la valeur de référence de chaque sujet.

La deuxième phase a été consacrée à la mesure de la peau, conductivité thermique efficace avec les bas élastiques. Pour chacune des phases (sans et avec compression), le sujet a tout d'abord débuté l'expérimentation en position debout pendant 5 minutes.

Ce temps est nécessaire à la régulation thermique pour stabiliser le signal de conductivité thermique efficace.

Ensuite, le sujet était en position couchée pendant 4 minutes sur un matelas spécifique permettant d'éviter une pression supplémentaire et incontrôlée de la sonde sur la peau.

Les données ont été enregistrées tout au long de l'expérience.

Cependant, seules les données relatives à la position couchée ont été analysées.

Analyses des données

Les mesures de l'activité microcirculatoire cutanée réalisées avec le dispositif Hematron® ont été effectuées sans, puis avec les bas de compression élastiques. L'écart relatif a été calculé pour chaque sujet en position allongée par la relation :

$$\Delta\lambda p_{(Avec)}(\%) = \frac{\lambda p_{(Avec)} - \lambda p_{(Sans)}}{\lambda p_{(Sans)}} \times 100$$

où $\lambda p_{(Avec)}$ est la conductivité thermique efficace cutanée mesurée avec les bas de compression et

$\lambda p_{(Sans)}$ est celle mesurée sans compression.

L'analyse statistique a été réalisée avec le logiciel XLSTAT. La p-valeur a été calculée avec un test de Wilcoxon apparié ($p < 0,05$, statistiquement significatif).

Résultats

Les résultats de cette étude clinique conduite sur 30 sujets montrent que les bas de compression ont amélioré significativement l'activité microcirculatoire cutanée pour 83 % des sujets étudiés.

La valeur moyenne des écarts relatifs de la conductivité thermique efficace cutanée en position allongée ($\Delta\lambda p_{(Avec)}$) est d'environ $7,6 \% \pm 1,80 \%$ ($p < 0,0001$).

Discussion

Nous avons démontré que les bas de compression ont une influence positive sur l'activité de la microcirculation cutanée.

Cette amélioration peut s'expliquer par une approche neurophysiologique.

En effet, une faible pression appliquée sur la peau déclenche un mécanisme de protection des tissus afin d'empêcher l'ischémie.

Ce phénomène est connu sous le nom de PIV (Pressure Induced Vasodilation) identifié par Fromy et al. [8].

Les auteurs ont rapporté que la circulation sanguine de la peau augmente pour de faibles pressions d'interface allant jusqu'à 30 mmHg et diminue au-delà de cette valeur.

Le mécanisme est décrit comme suit : la pression appliquée sur la peau active les récepteurs nociceptifs des fibres nerveuses capsaïcino sensible.

Ces récepteurs libèrent ainsi des neuropeptides au niveau cutané, induisant une relaxation des muscles lisses, impliquant par conséquent la vasodilatation. Dans notre étude, la gamme de pression des textiles élastiques est conforme à celle où le phénomène de PIV a été observé.

Conclusion

Ces résultats mettent en évidence de nouveaux domaines liés au bénéfice de la compression. Les résultats observés ne peuvent pas s'expliquer par la théorie biomécanique traditionnelle mais plutôt par des considérations neuronales.

Si la thérapie par compression est connue et reconnue depuis longtemps par les phlébologues, l'idée d'établir une corrélation entre la notion d'efficacité du traitement et le niveau de pression doit être revue pour certains symptômes précis.

Il a été démontré que même une pression modérée d'environ 15 mmHg est suffisante pour réduire l'œdème en fin de journée [24].

Nous suggérons en outre de poursuivre les investigations concernant l'impact de la pression d'interface sur la microcirculation de la peau des membres inférieurs, dont leur surface cutanée est non négligeable.

Références

1. Rabe E., Pannier-Fischer F., Broman K., Schuldt K., Stang A., Poncar C., Wittenhorst M., Bock E., Weber S., Jöcke K. Bonner venenstudie der deutschen gesellschaft für phlebologie. Phlebologie 2003 ; 32, 1 : 1-14.
2. Eklof B., Rutherford R.B., Bergan J.J., Carpentier P.H., Gloviczki P., Kistner R.L., Meissner M.H., Moneta G.L., Myers K., Padberg F.T., et al. Revision of the ceap classification for chronic venous disorders: consensus statement. J. Vasc. Surg. 2004 ; 40 (6) : 1248-52.
3. Uhl J., Benigni J., Cornu-Thenard A., Fournier J., Blin E. Relationship between medical compression and intramuscular pressure as an explanation of a compression paradox. Phlebology 2014 ; vol. Doi : 10.1177/0268355514527442.
4. Partsch H. Effects of compression therapy on leg veins depending on pressure and device selected. Phlebologie 2006 ; 59(3) : 245-9.
5. Coleridge-Smith P. Microcirculation in Venous Disease, ser. Medical intelligence unit. Landes Bioscience 1998. [Online].
6. Klonizakis M. Cutaneous Microcirculation and Lower-Limb Venous Disease: Using Laser Doppler Fluximetry and Laser Doppler Imaging to Study the Microvasculature and Its Mechanisms. LAP Lambert Acad. Publ., 2010.
7. Mayrovitz H., Delgado M. Effect of sustained regional compression on lower extremity skin microcirculation. Wounds 1996 ; 8(4) : 117.
8. Fromy B., Abraham P., Saumet J.-L. Non-nociceptive capsaicin-sensitive nerve terminal stimulation allows for an original vasodilatory reflex in the human skin. Brain Research 1998 ; 811(1-2) : 166-8.
9. Abu-Own A., Sommerville K., Scurr J., Smith P.C. Effects of compression and type of bed surface on the microcirculation of the heel. Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg. 1995 ; 9(3) : 327-34.

10. Partsch H., Mosti G. Thigh compression. *Phlebology* 2008 ; 23(6) : 252-8.
 11. Agache P., et al. *Physiologie de la peau et explorations fonctionnelles cutanées*. Éditions médicales internationales, 2000.
 12. Fullerton A., Stücker M., Wilhelm K.-P., Wårdell K., Anderson C., Fischer T., Nilsson G., Serup J. Guidelines for visualization of cutaneous blood flow by laser doppler perfusion imaging. *Contact Dermatitis* 2002 ; 46(3) : 129-40.
 13. Briers J.D. Laser Doppler, speckle and related techniques for blood perfusion mapping and imaging. *Physiol. Measurement* 2001 ; 22(4) : R35.
 14. Kano T., Shimoda O., Higashi K., Sadanaga M. Effects of neural blockade and general anesthesia on the laser-Doppler skin blood flow waves recorded from the finger or toe. *J. Auton. Nerv. Syst.* 1994 ; 48(3) : 257-66.
 15. Briers J.D., Webster S. Laser speckle contrast analysis (lasca): a non-scanning, full-field technique for monitoring capillary blood flow. *J. Biomed. Optics* 1996 ; 1(2) : 174-9.
 16. Bukhari M., Hollis S., Moore T., Jayson M., Herrick A.L. Quantitation of microcirculatory abnormalities in patients with primary raynaud's phenomenon and systemic sclerosis by video capillaroscopy. *Rheumatology* 2000 ; 39(5) : 506-12.
 17. Klonizakis M., Manning G., Donnelly R. Assessment of lower limb microcirculation: exploring the reproducibility and clinical application of laser doppler techniques. *Skin Pharmacol. Physiol.* 2011 ; 24(3) : 136-43.
 18. Forrester K., Stewart C., Tulip J., Leonard C., Bray R. Comparison of laser speckle and laser doppler perfusion imaging: measurement in human skin and rabbit articular tissue. *Med. Biol. Eng. Computing* 2002 ; 40(6) : 687-97.
 19. Obeid A., Barnett N., Dougherty G., Ward G. A critical review of laser doppler flowmetry. *J. Med. Engineering & Technology* 1990 ; 14(5) : 178-81.
 20. Grayson J. Internal calorimetry in the determination of thermal conductivity and blood flow. *J. Physiol.* 1952 ; 118(1) : 54-72.
 21. Saumet J., Dittmar A., Leftheriotis G. Non-invasive measurement of skin blood flow: comparison between plethysmography, laser-Doppler flowmeter and heat thermal clearance method. *Int. J. Microcirculation, clinical and experimental/sponsored by the European Society for Microcirculation* 1985 ; 5(1) : 73-83.
 22. Toumi D., Gehin C., Dittmar A., McAdams E. Design and validation of an ambulatory system for the measurement of the microcirculation in the capillaries: phematron device. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 2009. p. 4120-3.*
 23. Dittmar A. Sensor for the measurement of thermal conductivity in living tissues. CNRS Patent-ANVAR, n 85/15932, France, G.B., USA, Japon, Germany, 1985.
 24. Partsch H., Winiger J., Lun B. Compression stockings reduce occupational leg swelling. *Dermatol. Surg.* 2004 ; 30(5) : 737-43.
-