

ELSEVIER
MASSON

CrossMark

Available online at
ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Annals of Physical and Rehabilitation Medicine 57 (2014) 394–408

Elsevier Masson France
EM|consulte
www.em-consulte.com**A**NNALS
OF PHYSICAL
AND REHABILITATION MEDICINE

Original article / Article original

In vivo measurement of compression bandage interface pressures: The first study

*Mesure in vivo des pressions d'interface des bandes de compression. Évaluation de différentes bandes, techniques de pose et positions*D. Rimaud^{a,*}, R. Convert^b, P. Calmels^a^aDépartement de médecine physique et de réadaptation, hôpital Bellevue, 42055 Saint-Étienne cedex 02, France^bThuasne SAS, 118-120, rue Marius-Aufan, 92307 Levallois-Perret, France

Received 9 July 2013; accepted 4 June 2014

Abstract

Compression therapy has precise technical characteristics but in vivo pressures exerted by bandages are still poorly understood.

Objective. – To perform in vivo pressure measurements of different compression bandages bearing different technical characteristics with different application methods.

Method. – Interface pressure was measured on the lower limb of 20 healthy women at 3 different points (B1, C and F) using 6 compression techniques (stockings, non-elastic bandage, elastic bandages with 2 technical characteristics and 3 application methods), and in 3 positions.

Results. – All elastic compression bandages respected the principle of graduated pressure along the length of the limb ($P < 0.0001$), but not the non-elastic bandage. The pressures increase significantly ($P < 0.0001$) between the supine position and the sitting or standing position, especially with the non-elastic compression bandage. There is a marked variation in pressures between subjects for some bandages (non-elastic and elastic applied using the figure-of-eight technique). The pressure increases significantly with the number of bandage overlaps ($P < 0.01$).

Conclusion. – Elastic and non-elastic bandages behave differently from one another, and non-elastic bandages not appearing to comply with medical recommendations concerning graduated pressure. There is a high level of variability between subjects for some compression bandages (non-elastic and figure-of-eight methods).

© 2014 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Keywords: Interface pressure; Compression bandages; Compression stockings; Application method; Reproducibility

Résumé

Un traitement compressif répond à des caractéristiques techniques précises mais les pressions in vivo exercées par les bandes restent mal connues.

Objectif. – Mesurer in vivo la pression de différentes bandes ayant des caractéristiques techniques différentes et selon différentes techniques de pose et positions du sujet.

Méthode. – Les pressions ont été mesurées sur la jambe droite de 20 sujets sains féminins à 3 niveaux différents (B1, C et F) selon 6 modes de compression (bas, bande non élastique, bandes élastiques avec 2 caractéristiques techniques et 3 techniques de pose différentes), et dans 3 positions.

Résultats. – Les bandes élastiques respectent le principe de dégressivité des pressions le long du membre ($p < 0,0001$) mais pas la bande non élastique. Les pressions de chacune des bandes testées augmentent significativement ($p < 0,0001$) de la station allongée à assise ou debout, en particulier avec la bande non élastique. Il existe une forte variation inter-sujets des pressions pour certaines bandes (non élastique et élastique posée en épis). La pression augmente significativement avec le nombre de recouvrements ($p < 0,01$).

* Corresponding author. Tel.: +33 4 77 12 77 56; fax: +33 4 77 12 77 72.

E-mail address: diana.rimaud@chu-st-etienne.fr (D. Rimaud).

Conclusion. – Les bandes élastiques et non élastiques ont des comportements différents, les bandes non élastiques ne semblant pas respecter les recommandations médicales de dégressivité. Il existe une grande variabilité inter-sujets sur certaines bandes (non élastique et élastique posée en épis).

© 2014 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Pression d'interface ; Bandes de compression ; Bas de contention ; Technique de pose ; Reproductibilité

1. English version

1.1. Introduction

Elastic stockings and elastic compression bandages are the cornerstone of chronic venous disease therapy, particularly in chronic venous and lymphatic insufficiency. These medical devices are designed to exert pressure on the skin surface in order to prevent (or control) the symptoms or detrimental effects of certain pathologies (edema, lipodermatosclerosis, leg ulcers, etc.). It has been very widely demonstrated that the use of compression bandages induces a variety of complex physiological and biochemical effects on the venous, arterial and lymphatic systems [1–4]. If the applied pressure, application technique and device used are perfectly adapted to the pathology treated, this compression therapy can help reduce the edema, restore valve function, limit swelling of the lower limbs when standing and relieve pain while also promoting the healing of leg ulcers caused by venous insufficiency [3–7].

A variety of different medical devices exist, including compression stockings, elastic and non-elastic bandages, multi-layer kits, etc. [2,3,8–12]. Various technical and pressure recommendations have been made on the use of these compression devices [3,4,10–19]. In contrast, the classification of bandages remains unclear. Sometimes they are categorized based on their stretching ability (short, medium or long) and sometimes their behavior (rigid, non-elastic or elastic) [18]. The pressure exerted by bandages depends on the application method, bandage tension and on the radius of curvature of the area covered. The spiral and figure-of-eight techniques (spica method) are classic application methods, yet several unanswered questions remain, such as the ideal pressure to be exerted as well as the pressure variability between the different techniques. [20,21].

The level of pressure exerted from a medical device answers to the Laplace equation stating that the pressure (P in hPa) of a compression applied to the skin surface is proportional to the tension (T in cN/cm) of the compression material and inversely proportional to the radius of curvature (R in cm) of limb surface to which it is applied, i.e. $P = T/R$. To measure this level of pressure, several methods exist. Interface pressure is the pressure exerted by the device (i.e. stockings or bandages), which in clinical practice is the skin of the limb under the compression device [22].

For compression stockings, various standards exist for in vitro measurements of the pressure exerted, depending on the size of the compression stockings (AFNOR standards). These

standards make it possible to identify the pressure exerted by the stockings and define its class. Nowadays, this measurement procedure only applies to stockings. Compression bandages bear very precise technical characteristics: structure, stretching ability upon application, tension under the stretched bandage as well as elastic or non-elastic ability. Standards exist for classifying bandages. Some can be used to accurately measure the force and stretch characteristics (AFNOR standards) while others define bandages on the basis of parameters entirely unrelated to these notions of force (DIN standards). Anyway, no standard can estimate, as it is the case with compression stockings, the in vitro pressure exerted by compression bandages.

More recently, the problem of in vivo assessment has been raised, i.e. the pressure applied by the compression device on the surface of the skin. Various in vivo measurement systems have been proposed: pneumatic and pneumatic-electric; piezoelectric; resistant-based or with a tension and capacity gauge, with a high level of variability for the measurement methods [23–25]. Partsch et al. [17,18] carried-out measurement procedures in various positions and compared in vitro and in vivo methods. They observed an acceptable correlation between these two measurement methods, and thus it helped promote in vivo methods. However, real in vivo pressures exerted on the skin by a bandage are still poorly understood. Furthermore, the pressure actually exerted is operator-dependent, i.e. pressures obtained vary from one operator to the next and even for the same operator, from one application to the next [26].

In vivo pressure measurement devices now appear essential. They offer new avenues and are strongly recommended by certain authors because they are easy to use and offer the possibilities of direct sub-bandage measurement. In this context, this study was designed to measure in vivo the interface pressure of compression bandages produced by a manufacturer whose compression therapy products make up most compression bandages distributed in France, with different technical characteristics (e.g. elastic and non-elastic, tension under the stretched bandage) and applied using different methods. The objective was to benchmark these devices against one another and evaluate the pressures really applied according to the different characteristics. The influence of the subject's position was also be evaluated according to the type of bandages used.

The French compression classification was chosen as the reference. Hence there are 4 different compression classes according to French regulatory standards (AFNOR G30 102, 1986): class 1: pressure of 10 to 15 mmHg; class 2: pressure of

15.1 to 20 mmHg; class 3: pressure of 20.1 to 36 mmHg; class 4: pressure greater than 36 mmHg.

1.2. Methods

1.2.1. Subjects

Twenty healthy female subjects agreed to take part in this study (Table 1). All subjects underwent a prior physical examination in the Department of Physical Medicine and Rehabilitation within the Saint-Étienne University Hospital in order to verify that they met the following inclusion criteria: healthy females, having never been pregnant, aged between 18 and 30 years, volunteers for the study, with a normal body mass index (BMI) (between 18.5 and 25 kg/m²); free of any functional vascular symptoms in the lower limbs; absence of neurological, rheumatologic, cardiovascular, respiratory or metabolic affection that could have an impact on the vascular functions of the lower limbs or mobility; absence of traumatic lesion or history of surgery of the lower limbs or pelvis; absence of functional impairments affecting gait abilities or the ability to switch freely between supine, sitting and standing positions.

All subjects had a morphology corresponding to a size 1, length N of the compression stockings proposed in this study.

All subjects agreed to sign the informed consent form.

The study was approved by the Loire Ethics Committee (2010-A00362-37).

1.2.2. Study protocol

One pair of stockings, three compression bandages and different application methods, amounting to a total of 6 different compression methods, were applied to the right leg of the 20 subjects. In vivo interface pressures were measured in the supine, sitting and standing positions.

Subjects were placed in the supine position on an examination table, with the heel resting on a platform to prevent any contact between the calf and the table. Three sensors were positioned inside the right leg and fixed to the skin with adhesive tape, at three different points as recommended by Partsch et al. [3,17,19]: on the ankle at point B1: above the medial malleolus, below the medial gastrocnemius muscle in front of the Achilles tendon and at the back of the tibia (“area where the Achilles heel becomes a muscle, approximately 10 to 15 cm from the internal malleolus”); on the calf, at point C: located on the medial side of the leg, at the calf’s greatest circumference; on the thigh, at point F, on the medial surface, midway between the kneecap and the groin (Fig. 1).

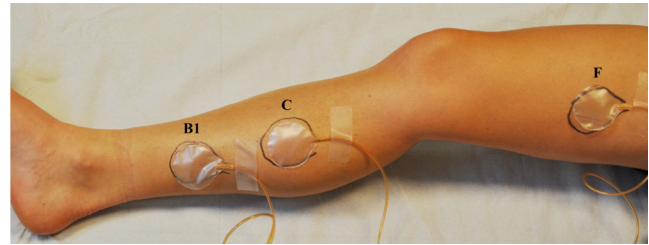


Fig. 1. Position of the sensors at the three measurement points.

Following the application of the sensors, the 6 compression methods studied were successively tested, the order of application was randomly determined. Bandages were applied starting at the toes, going under the heel and then right up the leg to the top of the thigh.

Throughout the study, the same qualified operator, who had received practical training on the application of compression bandages, was in charge of all applications.

1.2.3. Materials

Four compression systems were used, based on their routine use in France:

- Venoflex Kokoon[®] compression stockings for women (Thuasne, Levallois-Perret, France), class 2 (graduated pressure of 15.1 to 20 mmHg from the ankle to the top of the thigh at point B, according to the French classification and AFNOR standards NF G30 102B. Composition: polyamide: 60%; elastane: 40%. Stockings size was adapted to the morphology of each subject on the basis of: ankle circumference, thigh circumference and leg length (floor-groin height);
- an elastic Biflex[®] 16 compression bandage (Thuasne, Levallois-Perret, France) with a maximum stretch capacity greater than 100%, calibrated, 7 m × 10 cm. Composition: viscose: 58%; polyamide: 19%; cotton: 16.5%; elastane: 6.5%. For this bandage, three application methods were used: bandage applied with a 50% overlap (i.e. 2 layers) and an elastic bandage stretch of 30% (the calibrated rectangle becomes a square); bandage applied with a 75% overlap (i.e. 3 layers) and an elastic bandage stretch of 30% (the calibrated rectangle becomes a square); bandage applied using the figure-of-eight technique (spica method), without stretching the bandage, with a space between overlap layers of 1.5 cm (approximately one finger width);
- an elastic Biflex[®] 17 compression bandage (Thuasne, Levallois-Perret, France) with a maximum stretch capacity

Table 1
Population characteristics.

	Age (years)	Height (cm)	Weight (kg)	BMI	Perimeter					Total leg length (cm)	Lower leg length (cm)
					B (cm)	B1 (cm)	C (cm)	Knee (cm)	F (cm)		
Mean	20.7	1.6	55.7	20.7	20.8	25	34.4	35.8	50.4	88.5	40.4
SD	2.8	0.05	5.7	1.8	1.1	1.5	2.6	2.2	4.6	4.5	2.8
Min	18	1.5	45	18.4	18	22	28	31	40	78	34
Max	30	1.7	68	25.9	23	27	40	41	61	94	47

BMI: body mass index; SD: standard deviation.

greater than 100%, calibrated, 5 m × 10 cm. Composition: viscose: 61%; polyamide: 18%; cotton: 10.5%; elastane: 10.5%. For this bandage, only one application method was used: bandage applied with a 50% overlap and a 30% elastic stretch of the bandage (the calibrated rectangle becomes a square);

- a non-elastic Biflexideal[®] compression bandage (Thuasne, Levallois-Perret, France) with a maximum stretch capacity inferior to 100%, 5 m × 10 cm. Composition: viscose: 36%; polyamide: 46%; cotton: 17.5% elastane: 0.5%. For this bandage, only one application method was used: bandage applied with a 50% overlap and bandaged stretched to 80% of its maximum stretching capacity.

Therefore, the study evaluated a total of 6 compression devices and/or application methods. These 6 conditions were justified by the fact that we wanted to assess: 1) the influence of bandage tension on the pressure exerted (difference in tension between Biflex[®] 16 and 17); 2) the influence of elastic versus non-elastic behavior on the pressure exerted; 3) the influence of two traditional application techniques (spiral or figure-of-eight) and number of overlaps applied (Biflex[®] 16 with 2 or 3 overlaps) on the pressure exerted.

The technical characteristics of the compression bandages are described in Table 2.

Each sensor was connected to a PicoPress[®] interface pressure measurement system (MicroLab Elettronica, Ponte S. Nicolo, Italy) with an acquisition frequency of 4 Hz and a flexible sensor with a diameter of 5 cm, enabling interface pressure measurements.

Hence three independent systems simultaneously recorded measurements from the three sensors positioned at the three reference points described above.

The PicoPress[®] system is a portable digital gauge specially designed to measure the pressure exerted by a bandage, its reliability and reproducibility have already been demonstrated and it is known as one of the best systems for measuring interface pressure [27]. The ultra-slim circular sensors, into which a known amount of air was introduced, were placed between the limb and the bandage. The pressure detected by the sensor was measured using a digital microprocessor gauge and visualized via an alphanumeric display. The system incorporates a micro-pump that is manually activated to insufflate a pre-determined volume of air.

1.2.4. Measurements

Interface pressure measurements were taken on the right leg for each of the bandages and in 3 successive positions:

- supine position, arms alongside the body, heel slightly raised so that the calves are not in contact with the table surface;
- sitting position, legs still, at a 90 degree angle, arms alongside the body;
- standing position, feet apart at pelvis width, standing still, arms alongside the body.

A 2 min rest period without moving was mandatory before each measurement. The pressure recorded was the highest pressure noted on the screen.

In order to test the reproducibility of bandage applications, for each of the subjects, each bandage was removed and applied again at the end of each measurement. This way, three measurements were successively taken for the same subject and the same bandage, at the three reference points, and in each position.

Inter-subjects pressure variations were also evaluated.

1.2.5. Statistical analysis

We used a repeated-measures analysis of variance (ANOVA) to determine: the effects of the bandage type and application method (“bandage” effect) on interface pressure for each of the three measurement points and according to the subject’s position; the effects of the three measurement points (“gradient” effect) for each bandage and in each position; the effects of the subject’s three positions (“position” effect) for each bandage and at each measurement point; and, finally, the reproducibility of bandage applications.

The individual effects were analyzed by a Fisher post-hoc test.

The dispersion of the recorded pressures within the study population (dispersion between subjects) was assessed by the coefficient of variation.

Correlations between the pressures exerted by the Biflex[®] 16 bandage applied using a spiral technique with two overlaps and the Biflex[®] 17 bandage applied using a spiral technique with two overlaps were evaluated with a correlation Z test.

The significance threshold was set at $P < 0.05$.

1.3. Results

We measured in vivo the interface pressures exerted by the stockings as well as different types of medical compression bandages and according to the different application methods and subject’s position (Table 3).

1.3.1. “Pressure gradient” effect

The results showed that, regardless of application methods (spiral or figure-of-eight techniques), the elastic compression bandages (Biflex[®] 16 or Biflex[®] 17) respect the principle of

Table 2

Technical characteristics of the compression bandages studied and measured according to the NF S97-115 standards (AFNOR standards).

Bandage	Weight (in g/m ²)	Maximum stretch (in %)	Stretch upon application (in %)	Tensile strength when stretched upon application (in N/m)	Stiffness (in N/m.mm)
Biflex [®] 16	475	153	30	50.9	1.05
Biflex [®] 17	525	122	30	112.2	1.57
Biflexideal [®]	261	70	56	178.8	12.3

Table 3

In vivo pressure obtained at the different measurement points, according to the position, bandage type and application method.

	Supine	Sitting	Standing	Moving from supine to sitting position	Moving from supine to standing position
<i>Venoflex Kokoon[®] class 2 stockings</i>					
B1	12.9 ± 0.2	14.8 ± 0.2	14.5 ± 0.3	+ 1.9 mmHg	+ 1.6 mmHg
C	10.5 ± 0.3	13.0 ± 0.4	12.7 ± 0.4	+ 2.5 mmHg	+ 2.2 mmHg
F	7.4 ± 0.2	6.5 ± 0.2	7.4 ± 0.3	− 1.0 mmHg	0.0 mmHg
<i>Biflex[®] 16 – 2 overlaps</i>					
B1	33.8** ± 0.8	36.8 ± 0.8	36.0 ± 0.9	+ 3.0 mmHg	+ 2.2 mmHg
C	28.1** ± 0.9	30.8 ± 0.9	30.3 ± 0.9	+ 2.7 mmHg	+ 2.2 mmHg
F	19.0 ± 0.5	17.5 ± 0.4	19.8 ± 0.9	− 1.5 mmHg	+ 0.8 mmHg
<i>Biflex[®] 16 – 3 overlaps</i>					
B1	62.6** ± 0.9	68.0 ± 1.2	65.6 ± 1.2	+ 5.3 mmHg	+ 3.0 mmHg
C	51.4** ± 1.5	58.5 ± 1.86	54.5 ± 1.5	+ 7.1 mmHg	+ 3.1 mmHg
F	32.6 ± 0.9	30.6 ± 0.9	31.6 ± 0.9	− 2.0 mmHg	− 1.0 mmHg
<i>Biflex[®] 16 – figure-of-eight</i>					
B1	33.1** ± 1.2	42.0 ± 1.3	44.2 ± 1.3	+ 8.9 mmHg*	+ 11.1 mmHg*
C	21.7** ± 0.7	30.5 ± 0.9	31.4 ± 0.9	+ 8.8 mmHg*	+ 9.7 mmHg*
<i>Biflex[®] 17 – 2 overlaps</i>					
B1	64.4** ± 1.4	68.4 ± 1.4	66.8 ± 1.5	+ 4.0 mmHg	+ 2.4 mmHg
C	52.3** ± 1.5	56.8 ± 1.8	55.4 ± 1.8	+ 4.5 mmHg	+ 3.0 mmHg
F	35.3 ± 1.2	34.1 ± 1.2	34.7 ± 1.2	− 1.2 mmHg	− 0.6 mmHg
<i>Biflexideal[®]</i>					
B1	44.1** ± 1.5	52.5 ± 2.0	53.8 ± 1.8	+ 8.4 mmHg*	+ 9.7 mmHg*
C	43.9** ± 1.8	55.6 ± 1.9	54.2 ± 1.9	+ 11.7 mmHg*	+ 9.3 mmHg*
F	27.1 ± 1.0	25.2 ± 1.2	28.2 ± 1.1	− 1.9 mmHg	+ 1.1 mmHg

Mean ± SEM. * $P < 0.01$, pressure increase was significantly greater compared to other types of bandages (ANOVA). ** $P < 0.001$, pressure was significantly lower in the supine position compared to sitting or standing for measurement points B1 and C (ANOVA).

pressure gradient along the length of the limb (Fig. 2). The pressures measured decreased significantly ($P < 0.0001$) from the ankle (point B1) to the top of the thigh (point F). This result is similar to the one reported for compression stockings (Table 3).

Conversely, for the Biflexideal[®] non-elastic bandage, no pressure difference was observed between the ankle and calf (between point B1 and C, $P > 0.05$).

1.3.2. “Subject position” effect on interface pressures

The results underlined that, regardless of the application method (spiral or figure-of-eight techniques), interface pressures significantly increased ($P < 0.0001$) from the supine position to the sitting or standing position at points B1 and C, i.e. at the ankle and calf (Table 3 and Fig. 2). No difference was observed at the thigh at point F ($P > 0.05$). Similarly, no

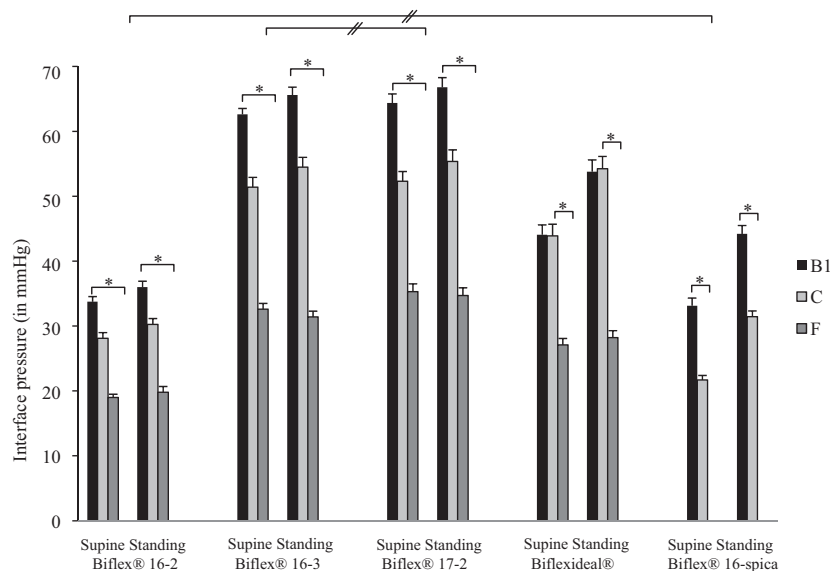


Fig. 2. Interface pressure obtained depending on the position, measurement points and type of bandage. * $P < 0.0001$ (ANOVA): pressure significantly decreases along the length of the leg between the different measurement points, B1, C and F (except for the Flexideal[®] non-elastic bandage, which does not present any significant difference between B1 and C). //: NS between the Biflex[®] 16 bandage with 3 overlaps and the Biflex[®] 17 bandage with 2 overlaps; as well as the Biflex[®] 16 bandage between the application method with 2 overlaps and the figure-of-eight technique. Significant difference between all other types of bandage $P < 0.001$.

significant differences in pressures were observed between the sitting and standing positions ($P > 0.05$).

Repeated ANOVA unveiled that, when switching from the supine to the sitting or standing position (Table 3), the increase in interface pressure at B1 or C was significantly higher with the Biflexideal[®] and Biflex[®] 16 bandages applied using the figure-of-eight technique compared to other bandage types or application methods ($P < 0.01$).

1.3.3. “Bandage and techniques” effects on interface pressures

Stockings yielded a significantly lower pressure ($P < 0.001$) than bandages for all measurement points and in all positions (Table 3 and Fig. 2).

There was no pressure difference between the Biflex[®] 16 elastic bandages, applied using a spiral technique with 3 overlaps, and Biflex[®] 17, applied using a spiral technique with 2 overlaps ($P > 0.05$), at points B1 and C, and for all positions. Average pressures obtained for these two bandages were respectively 62.6 mmHg and 64.4 mmHg (at point B1 in the supine position) or 65.6 mmHg and 66.8 mmHg (point B1 in the standing position).

There was no significant pressure difference with the Biflex[®] 16 elastic bandage using the figure-of-eight vs. the spiral technique, with 2 overlaps, at point B1 (supine) and at point C (sitting and standing) ($P > 0.05$).

1.3.4. Inter-operator reproducibility of application

A repeated-measures ANOVA showed no significant difference for the pressures recorded during the 3 successive applications for each bandage ($P > 0.1$).

1.3.5. Inter-subject reproducibility of application

Within the studied population, the coefficients of variation in the supine position ranged from 6 to 18%. In fact, for stockings they were respectively 8%, 12%, 14%, at points B1, C and F; for the Biflex[®] 16 elastic bandage, applied using the spiral technique, with 2 overlaps: they were respectively 10%, 14%, 11%; for the Biflex[®] 16 elastic bandage, applied using the spiral technique, with 3 overlaps: they were respectively 6%, 13%, 12%; for the Biflex[®] 16 elastic bandage, applied using the figure-of-eight technique: 16% and 15%; for the Biflex[®] 17 elastic bandage, applied using the spiral technique, with 2 overlaps: they were respectively 10%, 13%, 16% and finally for the Biflexideal[®] non-elastic bandage the coefficients of variation were respectively 16%, 18%, 16%.

1.3.6. Correlation between the pressures of the Biflex[®] 16 and Biflex[®] 17 elastic bandages

Correlations between the pressures exerted by the Biflex[®] 16 elastic bandage applied with two overlaps and the Biflex[®] 17 elastic bandage applied with two overlaps were significant for all the measurement points and in all positions ($P < 0.01$, Table 4).

Table 4

Correlation between interface pressures for the Biflex[®] 16 bandage and for the Biflex[®] 17 bandage, both applied using a spiral method with 2 overlaps.

	Correlation coefficient. Biflex [®] 16-2 vs Biflex [®] 17-2	
	B1	C
Supine	$r = 0.69 P < 0.0005$	$r = 0.69 P < 0.0004$
Sitting	$r = 0.71 P < 0.0003$	$r = 0.56 P < 0.008$
Standing	$r = 0.73 P < 0.0001$	$r = 0.54 P < 0.01$

1.4. Discussion

1.4.1. Pressure variation exerted when switching position

Results showed that the interface pressure exerted by the different types of bandages was significantly lower in the supine position than in the sitting or standing position, and it was almost identical between the latter two positions.

The lowest pressure was obtained with the Biflex[®] 16 bandage, applied using the spiral technique with two overlaps or using the figure-of-eight technique. In both these cases, a class 3 pressure was obtained at point B1 in the supine position. For the other bandages or application methods, the pressure exerted was class 4. After moving from the supine to the standing position, the interface pressure at point B1 increased by more than 9 mmHg for the Biflexideal[®] bandage or the Biflex[®] 16 bandage applied using the figure-of-eight technique. When the Biflex[®] 16 and 17 bandages were applied using the spiral technique with 2 or 3 overlaps, the pressure did not increase over 3 mmHg. Similar results were observed at point C.

Upon switching from the supine to the standing position, there was a marked increase in hydrostatic pressure [28], and hence an increase in leg volume. This increase will not have the same impact under the effects of elastic vs. non-elastic compression. The choice of elastic or non-elastic devices, stockings or bandage, is based on the level of compression required. Biflex[®] 16 and 17 elastic bandages exhibit a low stiffness (less than 2 N/m.mm, Table 2). Thus, a low variation in bandage stretch leads to a low variation in bandage tension and therefore in interface pressure. Conversely, the Biflexideal[®] bandage exhibits a high stiffness (12.3 N/m.mm, Table 2). In this case, a low variation in bandage stretch leads to a marked variation in bandage tension and therefore in interface pressure. For the Biflex[®] 16 bandage, applied using the spica method, it is the application technique that triggers this result.

The difference between elastic and non-elastic compression bandages has been studied on numerous occasions [2,3,8–10,16,19,29,30]. Callam et al. [31] demonstrated that elastic bandages maintained their pressure for a longer period and over time. However, non-elastic bandages appeared to exert a strong intermittent pressure, which was relatively low at rest, and therefore well tolerated, and high during muscle exercise [32]. These results were obtained in the static position. They cannot be extrapolated to the interface pressures exerted while walking. When walking, the leg volume will decrease compared to the standing position [32]. Therefore it is probable that pressure variations observed while walking are lower than those measured

when switching from a supine to a standing position. It would be worth conducting further studies to validate this hypothesis.

1.4.2. Application reproducibility

If the operator is well trained and carefully follows the application recommendations noted in the instructions for use, the intra-operator reproducibility is good and does not yield any significant difference in pressures between the different tests. However, in order to use the Gold Standard, i.e. the intra-class correlation (ICC), we would have needed more subjects to test this reproducibility. In addition, further studies would be relevant to assess inter-operator reproducibility.

Although the reproducibility study did not show any significant pressure differences between the different applications, results nonetheless showed a relatively high disparity in pressure measurements between subjects, especially for the Biflex 16[®] bandage applied using the figure-of-eight technique and the Biflexideal[®] non-elastic bandage. In fact, for the former, in the supine position for example and at point B1, the pressure measured could vary from 24 to 42 mmHg between 2 different subjects; and from 35 to 59 mmHg for the latter. For the Biflexideal[®] non-elastic bandage, this could be explained by the fact that the bandage was applied at a stretching level very close to its maximum stretch capacity. In this area, a small stretch variation upon application leads to a marked variation in bandage tension and hence in the pressure exerted. This is what the stiffness reflects, as shown in [Table 2](#). In addition, because of its non-elastic nature, the bandage tension – and thus the pressure – falls rapidly once this bandage is stretched. For the Biflex[®] 16 bandage applied using the figure-of-eight technique; the results could be explained by the application method. This method is indeed more difficult to control than the spiral technique. For Coull et al. [21], the spiral technique was a safe and comfortable method of bandage application. The figure-of-eight method also provided graduated compression but with some areas exhibiting high pressure, notably over the Achilles tendon.

Moreover, as demonstrated by Hafner et al. [33] and Keller et al. [13], experience and regular training are required to ensure the reliability of bandage application and the reproducibility of the pressure exerted by the bandage.

1.4.3. Graduation of pressures along the length of the leg

Our study confirms that elastic and non-elastic bandages behave differently [19]. Our results reveal that elastic bandages fully comply with the graduation of pressures, regardless of application methods. Conversely, the non-elastic Biflexideal[®] bandage demonstrates more marked pressure variations and does not appear to respect medical recommendations for pressure graduation along the length of the leg.

According to the literature, non-elastic bandages have a significant effect on venous hemodynamics and help improve the efficacy of the calf's muscle pump, by generating a higher pressure in the calf, particularly while walking [29,34,35]. Its effects have been demonstrated in the treatment of lymphatic diseases, particularly in terms of reducing the volume of the limb affected by lymphedema [36,37].

Compression stockings and elastic compression bandages behave similarly, as long as the application method and bandage stretch upon application are mastered.

1.4.4. Relationship between application method and interface pressure

According to the literature [9,22], the higher the number of overlaps, the higher the interface pressure becomes. Our study demonstrates that the Biflex 16[®] elastic bandage exerts identical pressures on the lower limb, regardless of whether it is applied using a spiral method with 2 overlaps, or a figure-of-eight technique, in the supine position. These pressures then differ when the subjects are in sitting or standing positions. When the bandage is applied using a spiral method with 3 overlaps, pressure values are almost twice as high compared to those obtained with 2 overlaps (in the supine position: + 85% at point B1, + 83% at point C, + 72% at point F). Indeed, for Thomas et al. [22], an overlap of 50% corresponds to two layers of bandage, and a 66% overlap corresponds to three layers of bandage.

In addition, in our study pressure values are almost identical between the spiral technique with 2 overlaps and the figure-of-eight technique, even though Barbenel et al. [38] revealed that a figure-of-eight technique applies 1.5 times the pressure of a spiral technique.

1.4.5. Relationship between bandage tension and interface pressure

The main technical difference between the Biflex[®] 16 and the Biflex[®] 17 elastic bandages is the tension when stretched upon application ([Table 2](#)). Correlations between pressures exerted by the Biflex[®] 16 bandage applied with two overlaps and the Biflex[®] 17 bandage applied with two overlaps are significant for all measurement points and in all positions ($P < 0.01$, [Table 3](#), [Fig. 2](#)). All other things being equal, these results validate that the interface pressure is indeed related to bandage tension when stretched upon application. The greater the tension, the higher the interface pressure will be.

1.4.6. Study limits

Most compression bandages used in France are elastic bandages. We thus chose to use Biflex[®] bandages, which are the most prescribed. Conversely, non-elastic bandages are seldom prescribed and used and the bandage chosen is one of the bandages available on the market, but we chose to keep the same manufacturer. The results of the present study are therefore valid for the products tested, but can also be extrapolated to other compression devices available on the market with identical mechanical characteristics.

In addition, as with the majority of descriptive studies in the literature, this study evaluated healthy volunteers. The results could be different in pathological situations. Additional studies would be useful to compare these results with those obtained in a pathological population (venous or lymphatic edema, etc.).

1.4.7. Recommendations

If we refer to recent recommendations concerning venous disease [39] in terms of the level of pressure to be exerted, we

can therefore conclude that as long as its technical characteristics are fully controlled and the operator strictly follows the instructions recommended by the manufacturer, an elastic compression bandage can be used in the following conditions: stages C2, C3, C4 and C5 [39] of venous disease for elastic compression bandages with a force when stretched upon application of around 50 N/m, applied using a spiral method with two overlaps; stage C6 of venous disease for elastic compression bandages with a force when stretched for application of 112 N/m applied using a spiral method with two overlaps, or 50 N/m applied using a spiral method with three overlaps. In addition, these studies underlined that it is preferable to use elastic bandages in order to guarantee graduated pressures along the length of the limb.

1.5. Conclusion

Although in vivo pressures are increasingly used, few studies have evaluated the relationship between interface pressures, the technical characteristics of the bandages and the application method used. This study demonstrated that the interface pressure exerted depends on the application method and characteristics of the bandage (tension when stretched upon application and elastic or non-elastic behavior according to AFNOR standards NF S97-115).

Two different types of compression bandages can be differentiated. First, elastic compression bandages, with a reproducible application, it provides graduated pressure from the ankle to the top of the thigh which not varies much when switching from the supine to the standing position. Second, non-elastic compression bandages, where application reproducibility is not controlled as well, the pressure is not graduated along the length of the leg, and varies significantly when the subject moves from the supine to the standing position. These results were obtained in a static position. It would be relevant to study interface pressures obtained while walking.

In order to guarantee patients a pressure that complies with current recommendations for the treatment of their disease, not only must the technical characteristics of the bandages be fully controlled, but the application method to be used should also be clearly indicated. The efficient use of the bandage depends on these two conditions.

Disclosure of interest

The authors declare that the manufacturer Thuasne SA participated in this study from a material, human and financial point of view. R. Convert, Director of the Research and Development Department at Thuasne SA participated in the production of this article.

Financing: the authors declare that the manufacturer Thuasne SA funded this study.

2. Version française

2.1. Introduction

La contention et la compression élastique sont la clé de voûte des traitements des affections veineuses chroniques et en

particulier de l'insuffisance veineuse chronique et lymphatique. Ces dispositifs médicaux sont destinés à exercer, sur la surface cutanée, une pression visant à empêcher (ou à maîtriser) les symptômes ou les effets néfastes induits par certaines pathologies (œdèmes, hypodermes scléreuses, ulcères, etc.). En effet il a été très largement prouvé que l'utilisation de bandes de compression entraîne divers effets physiologiques et biochimiques complexes concernant les systèmes veineux, artériel et lymphatique [1–4]. Si la pression appliquée, la technique de pose et le matériel sont parfaitement adaptés à la pathologie traitée, cette compression permet de réduire l'œdème, restaurer la fonction valvulaire, limiter le gonflement des membres inférieurs à l'orthostatisme, soulager la douleur tout en favorisant la cicatrisation des ulcères dus à l'insuffisance veineuse [3–7].

Beaucoup de dispositifs médicaux existent, parmi lesquels les bas de contention, les bandes élastiques ou non élastiques, les kits multicouches etc. [2,3,8–12]. Différentes recommandations ont été faites sur l'utilisation de ces dispositifs de compression [3,4,10–19]. A contrario, la classification des bandes est beaucoup plus floue. On les classe tantôt selon leur allongement (court, moyen ou long), tantôt selon leur comportement (rigides, non élastiques ou élastiques) [18]. La pression exercée par les bandes est fonction de la technique de pose, de la tension de la bande, ainsi que du rayon de courbure de la zone qu'elles couvrent. Les techniques de pose dites « en spirale » ou « en épis » constituent des méthodes traditionnelles d'application des bandes, mais il reste beaucoup de questions sans réponse, en particulier sur la pression idéale à exercer, la variation de pression entre les différentes techniques etc. [20,21].

Le niveau de pression exercée par un dispositif médical obéit à la loi de Laplace énonçant que la pression (P en hPa) d'une compression exercée sur la surface cutanée, est proportionnelle à la tension (T en cN/cm) du moyen de contention et inversement proportionnelle au rayon de courbure (R en cm) de la surface comprimée, soit $P = T/R$. Pour mesurer ce niveau de pression, plusieurs méthodes existent. La pression d'interface est la pression exercée par le dispositif (en l'occurrence le bas ou la bande) sur son support, en pratique clinique sur la peau du membre recouvert [22].

Pour les bas de compression, différentes normes existent afin de mesurer la pression exercée in vitro, en fonction de la taille du bas de compression (normes Afnor). Elles permettent d'identifier la pression exercée par le bas et de situer sa classe. Cette procédure de mesure de pression ne s'applique actuellement que pour les bas. Une bande de compression, quant à elle, répond à des caractéristiques techniques précises : sa structure, son allongement à la pose, sa tension sous cet allongement à la pose, ainsi que son comportement élastique ou non élastique. Des normes existent pour caractériser les bandes. Certaines permettent de mesurer avec précision les caractéristiques de force et d'allongement (normes Afnor) alors que d'autres définissent les bandes selon des paramètres n'ayant aucun lien avec ces notions de forces (normes DIN). Dans tous les cas, aucune norme ne permet d'estimer, comme pour les bas, la pression in vitro exercée par une bande.

Plus récemment a donc été posé le problème d'une évaluation *in vivo*, c'est-à-dire de la pression appliquée par le dispositif compressif sur la surface cutanée. Différents dispositifs de mesures *in vivo* ont été proposés : pneumatique et pneumatique-électrique ; piézoélectrique ; résistif ou à jauge de tension et capacitif avec une grande variabilité des techniques de mesure [23–25]. Partsch et al. [17,18] ont réalisé des mesures dans différentes positions et ont comparé une méthode *in vitro* et *in vivo*. Ils ont alors observé qu'il existait une corrélation correcte entre ces deux modes de mesure, d'où l'encouragement des techniques *in vivo*. Cependant, les pressions réelles *in vivo* exercées sur la peau par un bandage restent encore mal connues. De plus, la pression réellement exercée est opérateur-dépendante, c'est-à-dire que les pressions obtenues varient d'un opérateur à l'autre et, chez le même opérateur, d'une pose à l'autre [26].

Les dispositifs *in vivo* paraissent maintenant incontournables. Ils offrent de nouvelles perspectives et sont fortement encouragés par certains auteurs du fait de leur facilité d'utilisation et de leurs possibilités de mesure directe entre la peau et un article de compression. Dans ce contexte, cette étude a pour but de mesurer *in vivo* la pression d'interface de bandes de compression issues d'un fabricant dont les produits de compression représentent la très grande majorité des bandes élastiques délivrées en France, ayant des caractéristiques techniques différentes (élastique et non élastique, tension sous allongement à la pose, etc.), et selon différentes techniques de pose. L'objectif étant de les comparer entre elles et de vérifier les pressions réellement appliquées en fonction de ces différentes caractéristiques. L'influence de la position du sujet sera également évaluée en fonction des types de bandes utilisées.

La définition française des classes de compression a été choisie comme référence. On distingue ainsi 4 classes de compression d'après la norme réglementaire française (Afnor G30 102, 1986) : classe 1 : pression de 10 à 15 mmHg ; classe 2 : pression de 15,1 à 20 mmHg ; classe 3 : pression de 20,1 à 36 mmHg ; classe 4 : pression supérieure à 36 mmHg.

2.2. Méthodes

2.2.1. Sujets

Vingt sujets sains de sexe féminin ont accepté de participer à cette étude (Tableau 1). Tous les sujets ont été soumis à un examen clinique préalable au sein du service de médecine

physique et de réadaptation du CHU de Saint-Étienne, en vue de répondre aux critères d'inclusion suivants : sujet sain, de sexe féminin, nulligeste, âgé de 18 à 30 ans, volontaire, ayant un indice de masse corporelle (IMC) normal (entre 18,5 et 25 kg/m²) ; indemne de toute symptomatologie fonctionnelle vasculaire des membres inférieurs ; de toute affection neurologique, rhumatologique, cardio-vasculaire, respiratoire ou métabolique pouvant avoir une incidence sur le système vasculaire des membres inférieurs ou la mobilité ; de toute lésion traumatique ou de chirurgie des membres inférieurs ou de bassin ; de toute limitation fonctionnelle de déambulation et de possibilités de transfert couché-assis-debout.

Tous les sujets avaient une morphologie qui correspondait à une taille 1, longueur N, des bas de compression proposés dans cette étude.

Tous les sujets ont accepté de signer, de façon éclairée, un formulaire de consentement.

L'étude a été approuvée par le Comité de protection des personnes de la Loire (2010-A00362-37).

2.2.2. Protocole expérimental

Un bas, trois bandes de compression et différentes techniques de pose, soit au total 6 modes de compression différents, ont été appliqués sur le membre inférieur droit de 20 sujets féminins. Les pressions d'interface *in vivo* ont été mesurées en position allongée, assise et debout.

Le sujet est mis en décubitus dorsal sur une table d'examen, le talon posé sur un socle pour éviter tout contact du mollet avec la table. Trois capteurs sont posés et maintenus par un autocollant, sur la face interne du membre inférieur droit, à trois niveaux différents comme recommandé par Partsch et al. (3 ; 17 ; 19) : à la cheville, au point B1 : situé sur la face médiale de la jambe, au-dessus de la malléole médiale, en dessous du muscle gastrocnémien médial, en avant du tendon d'Achille et en arrière du tibia (« aire au niveau de laquelle le talon d'Achille se transforme en muscle, approximativement 10 à 15 cm de la malléole interne ») ; au mollet, au point C : situé sur la face médiale de la jambe, au niveau de la plus grande circonférence du mollet ; à la cuisse, au point F, sur la face médiale, à mi-cuisse entre la rotule et l'aîne (Fig. 3).

Après la mise en place des capteurs, 6 modes de compression étudiés sont mis en place successivement, l'ordre de pose étant déterminé par randomisation. La pose des bandes est faite en partant de l'extrémité des orteils, en passant sous le

Tableau 1
Caractéristiques de la population.

	Âge (ans)	Taille (cm)	Poids (kg)	IMC	Périmètre					Longueur du membre inférieur (cm)	Longueur de jambe (cm)
					B (cm)	B1 (cm)	C (cm)	Genou (cm)	F (cm)		
Moyenne	20,7	1,6	55,7	20,7	20,8	25	34,4	35,8	50,4	88,5	40,4
Ecart-type	2,8	0,05	5,7	1,8	1,1	1,5	2,6	2,2	4,6	4,5	2,8
Min	18	1,5	45	18,4	18	22	28	31	40	78	34
Max	30	1,7	68	25,9	23	27	40	41	61	94	47

IMC : indice de masse corporelle.

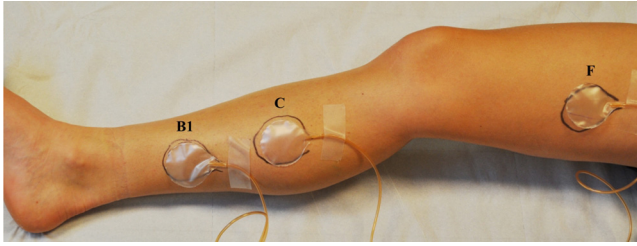


Fig. 1. Position des capteurs aux trois points de mesure.

talons, et en remontant le long du membre inférieur, jusqu'à sa racine.

Pendant l'ensemble de l'étude, le même expérimentateur qualifié, ayant suivi une formation pratique sur la pose des bandes de compression, a effectué la mise en place des dispositifs.

2.2.3. Matériels

Quatre dispositifs de compression ont été utilisés, en raison de leur large utilisation quotidienne en France :

- un bas de compression médicale pour femme Venoflex Kokoon[®] (Thuasne, Levallois-Perret, France), de classe 2 (pression dégressive de la cheville à la racine du membre de 15,1 à 20 mmHg au point B, selon la classification française et la norme Afnor NF G30102B. Composition : polyamide : 60 % ; élasthanne : 40 %. La taille du bas est adaptée à la morphologie de chaque sujet selon son tour de cheville, son tour de cuisse et sa longueur de jambe (hauteur sol-entrejambe) ;
- une bande de compression Biflex[®] 16 (Thuasne, Levallois-Perret, France), à comportement élastique et dont l'allongement maximum est supérieur à 100 %, étalonnée, 7 m × 10 cm. Composition : viscosse : 58 % ; polyamide : 19 % ; coton : 16,5 % ; élasthanne : 6,5 %. Pour cette bande, trois méthodes de pose ont été utilisées : bande posée avec un recouvrement de 50 % (c'est-à-dire 2 recouvrements) et un allongement de la bande élastique de 30 % (le rectangle d'étalonnage devenant un carré) ; bande posée avec un recouvrement de 75 % (c'est-à-dire 3 recouvrements) et un allongement de la bande élastique de 30 % (le rectangle d'étalonnage devenant un carré) ; bande posée en épis (forme de spica) sans étirement avec un espacement des couches de superposition de 1,5 cm (un travers de doigt environ) ;
- une bande de compression Biflex[®] 17 (Thuasne, Levallois-Perret, France), à comportement élastique et dont l'allongement maximum est supérieur à 100 %, étalonnée,

5 m × 10 cm. Composition : viscosse : 61 % ; polyamide : 18 % ; coton : 10,5 % ; élasthanne : 10,5 %. Pour cette bande, une seule technique de pose a été utilisée : bande posée avec un recouvrement de 50 % et un allongement de la bande élastique de 30 % (le rectangle d'étalonnage devenant un carré) ;

- une bande de compression Biflexideal[®] (Thuasne, Levallois-Perret, France) à comportement non élastique et dont l'allongement maximum est inférieur à 100 %, 5 m × 10 cm. Composition : viscosse : 36 % ; polyamide : 46 % ; coton : 17,5 % ; élasthanne : 0,5 %. Pour cette bande, une seule technique de pose a été utilisée : bande posée avec un recouvrement de 50 % et un allongement de la bande élastique de 80 % de son allongement maximum.

L'étude a donc porté sur 6 dispositifs de compression et/ou technique de pose.

En effet, ces 6 conditions se justifient par le fait que nous avons voulu évaluer l'influence de la tension des bandes sur la pression exercée (différence de tension entre les Biflex[®] 16 et 17), l'influence du comportement élastique vs non élastique sur la pression exercée ; l'influence de deux techniques de pose traditionnellement appliquées (spirale ou épis) et du nombre de recouvrement effectué (Biflex[®] 16 à 2 ou 3 recouvrements) sur la pression exercée.

Les caractéristiques techniques des bandes de compression sont décrites dans le [Tableau 2](#).

Chacun des capteurs est relié à un système de mesure de pression d'interface PicoPress[®] (MicroLab Elettronica, Ponte S. Nicolo, Italy) avec une fréquence d'acquisition de 4 Hz et un capteur flexible de diamètre 5 cm, permettant de mesurer la pression d'interface.

Ainsi, trois appareils indépendants permettent de réaliser simultanément les mesures sur les trois capteurs, aux trois points de référence précédemment décrits.

Le système PicoPress[®] est une jauge numérique portable spécialement conçue pour mesurer la pression exercée par un bandage, dont la fiabilité et la reproductibilité a été prouvée, et reconnue comme l'un des meilleurs systèmes de mesure de pression d'interface [27]. Les capteurs, ultra-minces de forme circulaire et dans lesquels est insérée une quantité d'air connue, sont placés entre le membre et le bandage. La pression détectée par le capteur est mesurée par une jauge microprocesseur digitale et visualisée au moyen d'un affichage alphanumérique. L'appareil intègre une micro pompe qui est activée manuellement pour introduire un volume d'air connu.

Tableau 2

Caractéristiques techniques des bandes étudiées, mesurées selon la norme NF S97-115 (norme Afnor).

Bande	Poids (en g/m ²)	Allongement maximum (en %)	Allongement à la pose (en %)	Force sous l'allongement à la pose (en N/m)	Coefficient de rigidité (en N/m.mm)
Biflex [®] 16	475	153	30	50,9	1,05
Biflex [®] 17	525	122	30	112,2	1,57
Biflexideal [®]	261	70	56	178,8	12,3

2.2.4. Mesures

Les mesures de pression d'interface ont été prises sur le membre inférieur droit avec chacune des bandes, dans 3 positions successives : en décubitus dorsal, bras le long du corps, talon légèrement surélevé de manière à ce que les mollets ne soient pas en contact avec la surface de la table ; en position assise, jambes immobiles, parfaitement à 90 degrés, les bras le long du corps ; en position debout, jambes écartées à la largeur du bassin, immobiles, les bras le long du corps.

Une période de repos de 2 minutes sans bouger est imposée avant la prise de mesure. La pression enregistrée est la pression la plus élevée notée à l'écran.

Afin de tester la reproductibilité de la pose, pour chaque sujet, chaque bande sera retirée et posée de nouveau à la fin de chaque mesure. Trois mesures sont ainsi prises successivement pour un même sujet et pour une même bande, aux trois points de référence.

Les variations de pression entre tous les sujets seront également évaluées.

2.2.5. Analyse statistique

Une analyse de variance (Anova) à mesures répétées nous a permis d'évaluer : les effets du type de bande et de la technique de pose (effet « bande ») par rapport à la position du sujet sur la pression à chacun des trois points de mesure ; les effets des trois points de mesure (effet « dégressivité ») pour chacune des bandes et dans chaque position ; les effets des trois positions du sujet (effet « position ») pour chacune des bandes et à chaque point de mesure ; et enfin, la reproductibilité de la pose des bandes.

Les effets simples seront analysés par un test post-hoc de Fisher.

La dispersion des pressions obtenues au sein de la population étudiée (dispersion entre les sujets) a été évaluée par le coefficient de variation.

Les corrélations entre les pressions exercées par la bande Biflex[®] 16 posée en circulaire avec deux recouvrements et la

bande Biflex[®] 17 posée en circulaire avec deux recouvrements ont été vérifiées par un test Z de corrélation.

Le seuil de significativité est fixé à $p < 0,05$.

2.3. Résultats

Les pressions d'interface exercées par le bas et les différents types de bandes de compression médicale selon les différentes techniques de pose et selon la position du sujet, ont été mesurées in vivo (Tableau 3).

2.3.1. Effet « dégressivité des bandes »

Les résultats montrent que, quelle que soit la technique de pose (en spirale ou en épis), les bandes de compression élastique (Biflex[®] 16 ou Biflex[®] 17) respectent le principe de dégressivité des pressions le long du membre (Fig. 4). En effet, les pressions mesurées diminuent significativement ($p < 0,0001$) de la cheville (point B1) jusqu'à la racine du membre (pont F). Ce résultat est similaire à celui des bas de compression (Tableau 3).

Par contre, pour la bande Biflexideal[®] non élastique, on ne note aucune différence de pression entre la cheville et le mollet (entre point B1 et C, $p > 0,05$).

2.3.2. Effet « position du sujet » sur les pressions d'interface

Les résultats montrent que, quelle que soit la technique de pose (en spirale ou en épis), les pressions d'interface augmentent significativement ($p < 0,0001$) de la position allongée à la position assise ou debout aux points B1 et C, c'est-à-dire, à la cheville et au mollet (Tableau 3 et Fig. 4). Aucune différence n'est observée au niveau de la cuisse au point F ($p > 0,05$). De même, aucune différence significative des

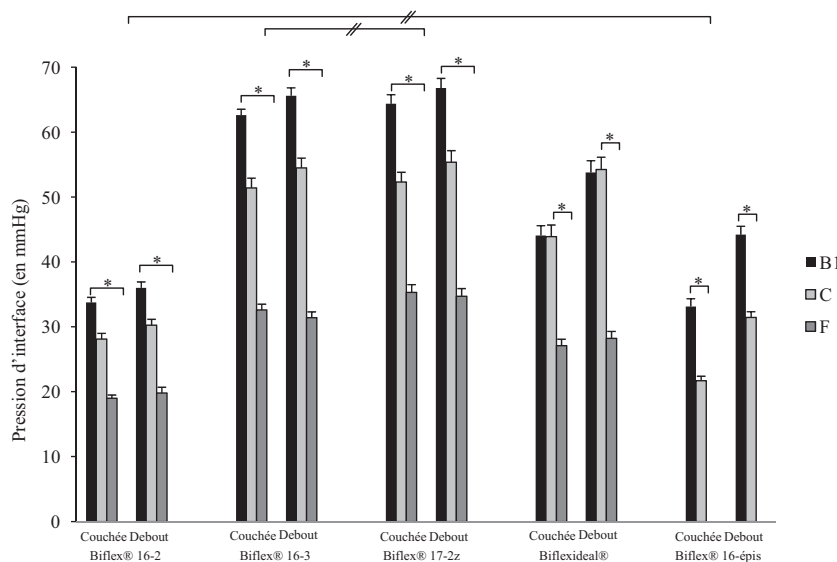


Fig. 2. Pression obtenue selon la position, les points de mesure et le type de bande. * $p < 0,0001$ (Anova) : diminution significative des pressions en remontant le long du membre inférieur entre les différents points de mesure B1, C et F (sauf pour la bande non élastique Flexideal[®] qui ne présente pas de différence significative entre les points B1 et C). // : NS entre la bande Biflex[®] 16 à 3 recouvrements et la bande Biflex[®] 17 à 2 recouvrements ; NS : pour la bande Biflex[®] 16 entre la technique de pose à 2 recouvrements et la pose en épis. Différence significative entre tous les autres types de bandes ($p < 0,001$).

Tableau 3

Pression in vivo obtenue aux différents points de mesure, selon la position, le type de bande et la technique de pose.

	Decubitus dorsal	Assis	Debout	Passage position couchée à assis	Passage position couchée à debout
<i>Venoflex Kokoon[®] Bas de contention Classe 2</i>					
B1	12,9 ± 0,2	14,8 ± 0,2	14,5 ± 0,3	+ 1,9 mmHg	+ 1,6 mmHg
C	10,5 ± 0,3	13,0 ± 0,4	12,7 ± 0,4	+ 2,5 mmHg	+ 2,2 mmHg
F	7,4 ± 0,2	6,5 ± 0,2	7,4 ± 0,3	- 1,0 mmHg	0,0 mmHg
<i>Biflex[®] 16 – 2 recouvrements</i>					
B1	33,8 ^{**} ± 0,8	36,8 ± 0,8	36,0 ± 0,9	+ 3,0 mmHg	+ 2,2 mmHg
C	28,1 ^{**} ± 0,9	30,8 ± 0,9	30,3 ± 0,9	+ 2,7 mmHg	+ 2,2 mmHg
F	19,0 ± 0,5	17,5 ± 0,4	19,8 ± 0,9	- 1,5 mmHg	+ 0,8 mmHg
<i>Biflex[®] 16 – 3 recouvrements</i>					
B1	62,6 ^{**} ± 0,9	68,0 ± 1,2	65,6 ± 1,2	+ 5,3 mmHg	+ 3,0 mmHg
C	51,4 ^{**} ± 1,5	58,5 ± 1,8	54,5 ± 1,5	+ 7,1 mmHg	+ 3,1 mmHg
F	32,6 ± 0,9	30,6 ± 0,9	31,6 ± 0,9	- 2,0 mmHg	- 1,0 mmHg
<i>Biflex[®] 16 – Pose en épis</i>					
B1	33,1 ^{**} ± 1,2	42,0 ± 1,3	44,2 ± 1,3	+ 8,9 mmHg [*]	+ 11,1 mmHg [*]
C	21,7 ^{**} ± 0,7	30,5 ± 0,9	31,4 ± 0,9	+ 8,8 mmHg [*]	+ 9,7 mmHg [*]
<i>Biflex[®] 17 – 2 recouvrements</i>					
B1	64,4 ^{**} ± 1,4	68,4 ± 1,4	66,8 ± 1,5	+ 4,0 mmHg	+ 2,4 mmHg
C	52,3 ^{**} ± 1,5	56,8 ± 1,8	55,4 ± 1,8	+ 4,5 mmHg	+ 3,0 mmHg
F	35,3 ± 1,2	34,1 ± 1,2	34,7 ± 1,2	- 1,2 mmHg	- 0,6 mmHg
<i>Biflexideal[®]</i>					
B1	44,1 ^{**} ± 1,5	52,5 ± 2,0	53,8 ± 1,8	+ 8,4 mmHg [*]	+ 9,7 mmHg [*]
C	43,9 ^{**} ± 1,8	55,6 ± 1,9	54,2 ± 1,9	+ 11,7 mmHg [*]	+ 9,3 mmHg [*]
F	27,1 ± 1,0	25,2 ± 1,2	28,2 ± 1,1	- 1,9 mmHg	+ 1,1 mmHg

Moyenne ± SEM. * $p < 0,01$, augmentation de la pression significativement plus élevée comparativement aux autres types de bandes (Anova). ** $p < 0,001$, pression significativement plus basse en position couchée comparativement aux mesures prises aux points B1 et C1 en positions assise et debout (Anova).

pressions n'est observée entre la position assise et la position debout ($p > 0,05$).

L'analyse de variance à mesures répétées nous révèle que, en passant de la position allongée à assise ou debout (Tableau 3), l'augmentation de la pression d'interface en B1 ou C est significativement plus élevée avec les bandes Biflexideal[®] et Biflex[®] 16 posées en épis comparativement aux autres types de bandes ou techniques de pose ($p < 0,01$).

2.3.3. Effet « bande et technique de pose » sur les pressions d'interface

Les bas ont une pression significativement plus basse ($p < 0,001$) que les bandes à tous les points de mesure et pour toutes les positions (Tableau 3 et Fig. 4).

Il n'y a pas de différence de pression entre les bandes élastiques Biflex[®] 16, posées en circulaire, à 3 recouvrements et Biflex[®] 17, posées en circulaire, à 2 recouvrements ($p > 0,05$) aux points B1 et C, et pour toutes les positions, ces deux types de bandes atteignant des pressions moyennes respectivement de 62,6 mmHg et 64,4 mmHg (au point B1 en position allongée) ou de 65,6 mmHg et 66,8 mmHg (point B1 en position debout).

Il n'y a pas de différence significative de pression entre les bandes élastiques Biflex[®] 16 en épis et Biflex[®] 16, posées en circulaire, à 2 recouvrements au point B1 (allongé) et au point C (assis et debout) ($p > 0,05$).

2.3.4. Reproductibilité de la pose intra-opérateur

Une Anova à mesures répétées nous a permis de ne mettre en évidence aucune différence dans les pressions

mesurées entre les 3 poses successives pour chaque bande ($p > 0,1$).

2.3.5. Reproductibilité de la pose inter-sujets

Au sein de la population, les coefficients de variation, en position allongée, varient de 6 à 18 % : pour les bas : 8 %, 12 %, 14 %, respectivement aux niveaux B1, C et F ; pour la bande élastique Biflex[®] 16, posée en circulaire, avec 2 recouvrements : 10 %, 14 %, 11 % ; pour la bande élastique Biflex[®] 16, posée en circulaire, avec 3 recouvrements : 6 %, 13 %, 12 % ; pour la bande élastique Biflex[®] 16 posée en épis : 16 % et 15 % ; pour la bande élastique Biflex[®] 17, posée en circulaire, à 2 recouvrements : 10 %, 13 %, 16 % ; pour la bande non élastique Biflexideal[®] : 16 %, 18 %, 16 %.

2.3.6. Corrélation entre les pressions des bandes élastiques Biflex[®] 16 et Biflex[®] 17

Les corrélations entre les pressions exercées par la bande élastique Biflex[®] 16 posée à deux recouvrements et la bande élastique Biflex[®] 17 posée à deux recouvrements sont significatives à tous les points de mesure et dans toutes les positions ($p < 0,01$, Tableau 4).

2.4. Discussion

2.4.1. Variation de la pression exercée lors du changement de position

Les résultats montrent que la pression d'interface exercée par les différents types de bandes est significativement plus

Tableau 8

Corrélation entre les pressions d'interface des bandes Biflex[®] 16 et Biflex[®] 17, toutes deux posées en spirale à 2 recouvrements.

	Coefficient de corrélation Biflex [®] 16 -2 vs Biflex [®] 17-2	
	B1	C
Decubitus dorsal	$r = 0,69 p < 0,0005$	$r = 0,69 p < 0,0004$
Assis	$r = 0,71 p < 0,0003$	$r = 0,56 p < 0,008$
Debout	$r = 0,73 p < 0,0001$	$r = 0,54 p < 0,01$

basse en position allongée qu'en position assise ou debout, et elle est quasiment identique entre ces deux dernières positions.

La pression la plus basse est obtenue avec la bande Biflex[®] 16 posée en circulaire à deux recouvrements ou en épis. On obtient dans ces deux cas, au point B1, en position allongée une pression de classe 3. Pour les autres bandes ou techniques de pose, cette pression est de classe 4. En passant de la position allongée à la position debout, la pression d'interface au point B1 augmente de plus de 9 mmHg dans le cas de la bande Biflexidéal[®] ou de la bande Biflex[®] 16 posée en épis. Lorsque les bandes Biflex[®] 16 et 17 sont posées en circulaire à 2 ou 3 recouvrements, la pression n'augmente pas de plus de 3 mmHg. Des résultats similaires sont observés au point C.

Lors du passage de la position allongée à la position debout, il y a une augmentation importante de la pression hydrostatique [28] et donc une augmentation du volume des membres inférieurs. Cette augmentation n'aura pas la même incidence sous l'effet d'une compression élastique ou non élastique. Le choix du dispositif, élastique ou non, bas ou bande, se fait en tenant compte du niveau de compression recherché. Dans le cas des bandes élastiques Biflex[®] 16 et 17, le coefficient de rigidité est faible (moins de 2 N./m.mm, Tableau 2). Ainsi, une faible variation d'allongement entraîne une petite variation de la tension de la bande et donc de la pression d'interface. A contrario, pour la bande Biflexidéal[®], le coefficient de rigidité est élevé (12,3 N/m.mm, Tableau 2). Dans ce cas, une petite variation de l'allongement de la bande entraîne une variation importante de la tension et donc de la pression d'interface. Pour la bande Biflex[®] 16, posée en épis, c'est la technique de pose qui donne ce résultat.

La différence entre les bandes à comportement élastique vs non élastique a été maintes fois étudiée [2,3,8–10,16,19,29,30]. Callam et al. [31] ont montré que les bandes élastiques conservaient leur pression plus longtemps au cours du temps. Cependant, les bandes non élastiques semblent exercer une pression intermittente forte, relativement faible au repos donc bien tolérée, et élevée pendant l'exercice musculaire [32]. Ces résultats ont été obtenus à position statique. Ils ne peuvent pas être extrapolés aux pressions d'interface exercées lors de la marche. En effet, lors de la marche, le volume de la jambe va diminuer par rapport à la position debout [32]. Il est donc vraisemblable que les variations de pression observées lors de la marche soient inférieures à celles mesurées entre le passage de la position couchée à la position debout. Une prochaine étude mériterait d'étayer cette hypothèse.

2.4.2. Reproductibilité de la pose

Si l'opérateur est bien formé et qu'il suit rigoureusement les instructions de pose mentionnées sur la notice d'utilisation, la reproductibilité intra-opérateur est bonne et ne montre aucune différence significative de pressions entre les différents essais. Il nous aurait fallu toutefois plus de sujets pour tester cette reproductibilité, afin de pouvoir utiliser le *gold standard* qu'est le coefficient de corrélation intra-classe (ICC). Par ailleurs, il paraît intéressant d'évaluer, dans une prochaine étude, la reproductibilité inter-opérateur.

Bien que l'étude de la reproductibilité n'ait pas montré de différence significative des pressions entre les poses, les résultats révèlent toutefois une assez grande disparité des pressions entre les sujets, surtout pour la bande élastique Biflex 16[®] posée en épis et la bande non élastique Biflexidéal[®]. En effet, pour la première, en position allongée et au point B1, la pression mesurée pouvait varier de 24 à 42 mmHg entre 2 sujets ; et de 35 à 59 mmHg pour la seconde. Pour la bande non élastique Biflexidéal[®], cela s'explique par le fait que la bande soit posée sous un allongement très proche de son allongement maximum. Dans cette zone, une petite variation dans l'allongement lors de la pose entraîne une variation importante de la tension de la bande et donc de la pression exercée. C'est ce que traduit la rigidité telle que donnée dans le Tableau 2. Par ailleurs, la tension de la bande, et donc la pression, chutent rapidement dès que cette bande est étirée, compte tenu de son caractère non élastique. Pour la bande Biflex 16[®] posée en épis, c'est la technique de pose qui explique ces résultats. Elle est en effet plus difficile à maîtriser que la pose en circulaire. Pour Coull et al. [21], la technique de pose en spirale est une méthode sûre et confortable. La pose en épis respecte également un gradient de pression, mais avec quelques zones élevées de pression, notamment au niveau du tendon d'Achille.

Par ailleurs, comme le démontrent Hafner et al. [33] et Keller et al. [13], l'expérience et un entraînement régulier sont nécessaires pour assurer la fiabilité de la pose des bandes et la reproductibilité dans la pression exercée par la bande.

2.4.3. Dégressivité de la pression le long de la jambe

Notre étude confirme que les bandes élastiques et non élastiques ont des comportements différents [19]. Nos résultats révèlent que les bandes élastiques respectent parfaitement la dégressivité des pressions quelle que soit la technique de pose. En revanche, la bande non élastique Biflexidéal[®], a une variation plus importante des pressions et ne semble pas respecter les recommandations médicales de dégressivité des pressions le long du membre.

D'après la littérature, les bandes non élastiques ont un effet important sur l'hémodynamique veineuse et contribueraient à améliorer l'efficacité de la pompe musculaire du mollet, en générant une pression plus élevée au niveau du mollet, notamment lors de la marche [29,34,35]. Ses effets sont prouvés dans le traitement des pathologies lymphatiques, notamment en permettant de réduire le volume du membre souffrant de lymphœdème [36,37].

Les bas de compression et les bandes élastiques de compression ont un comportement similaire à la condition

que la technique de pose ainsi que l'allongement à la pose soient maîtrisés.

2.4.4. Relation entre la technique de pose et la pression d'interface

En accord avec la littérature, plus le nombre de recouvrements augmente, plus la pression d'interface est élevée [9,22]. Notre étude montre que la bande élastique Biflex 16[®] exerce des pressions identiques sur le membre inférieur, qu'elle soit posée en circulaire avec 2 recouvrements, ou en épis, en position couchée. Ces pressions diffèrent ensuite lorsque les sujets sont en position assise ou debout. Quand la bande est posée en circulaire avec 3 recouvrements, les valeurs de pression doublent pratiquement par rapport à celles obtenues avec 2 recouvrements (en position allongée : + 85 % au point B1, + 83 % au point C, + 72 % au point F). En effet, pour Thomas et al. [22] un recouvrement de 50 % correspond à deux couches de bandage, et 66 % de recouvrement correspond à trois couches de bandage.

En outre, dans notre étude, les valeurs de pression lors de la pose en spirale à deux recouvrements sont proches de celles de la pose en épis, alors que Barbenel et al. [38] ont montré que la pose en épis produit une pression 1,5 fois supérieure à la pose en spirale.

2.4.5. Relation entre la tension de la bande et la pression d'interface

La principale différence technique entre la bande élastique Biflex[®] 16 et la bande élastique Biflex[®] 17, est la tension sous l'allongement à la pose (Tableau 2). Les corrélations entre les pressions exercées par la bande Biflex[®] 16 posée à deux recouvrements et la bande Biflex[®] 17 posée à deux recouvrements sont significatives à tous les points de mesure et dans toutes les positions ($p < 0,01$, Tableau 3, Fig. 4). Toutes choses étant égales par ailleurs, ces résultats confirment que la pression d'interface est bien liée à la tension de la bande, sous son allongement à la pose. Plus la tension augmente, plus la pression d'interface est élevée.

2.4.6. Limites de l'étude

La majorité des bandes de compression utilisées en France sont des bandes élastiques. Notre choix s'est donc porté sur les bandes Biflex[®], les plus prescrites. A contrario, les bandes non élastiques sont peu prescrites et peu utilisées, et la bande choisie est une des bandes du marché, mais nous avons préféré garder le même fabricant. Les résultats de cette présente étude sont donc valables pour les produits testés, mais sont extrapolables aux autres dispositifs de compression existants sur le marché avec des caractéristiques mécaniques identiques.

Par ailleurs, cette étude, comme la plupart des études descriptives dans la littérature, porte sur des volontaires sains. Les résultats au cours de situations pathologiques pourraient être différents. Des études complémentaires seraient intéressantes, afin de confronter ces résultats à ceux obtenus avec une population pathologique (œdème veineux, lymphatique etc.).

2.4.7. Recommandations

Si on se réfère aux récentes recommandations sur le niveau de pression à exercer lors de la maladie veineuse [39], on peut conclure qu'une bande de compression élastique, dans la mesure où ses caractéristiques techniques sont parfaitement maîtrisées et où l'applicateur respecte parfaitement la pose préconisée par le fabricant, pourra être utilisée dans les pathologies suivantes : stades C2, C3, C4 et C5 [39] de la maladie veineuse pour des bandes de compression élastiques dont la force sous allongement à la pose est de l'ordre de 50 N/m, posées en spirale à deux recouvrements ; stade C6 de la maladie veineuse pour des bandes élastiques de compression dont la force sous allongement à la pose est de 112 N/m et une pose en circulaire à deux recouvrements, ou 50 N/m et une pose à spirale à trois recouvrements. Par ailleurs, ces travaux permettent également de conclure qu'il est préférable d'utiliser une bande à comportement élastique si l'on veut garantir la dégressivité des pressions le long du membre,

2.5. Conclusion

Bien que les mesures de pressions in vivo soient de plus en plus utilisées, peu d'études ont évalué le lien entre cette pression d'interface, les caractéristiques techniques des bandes et la technique de pose utilisée. Cette étude a montré que la pression d'interface exercée est fonction de la technique de pose et les caractéristiques de la bande (tension sous allongement à la pose et comportement élastique ou non élastique mesurée selon la norme Afnor NF S97-115).

On distingue deux comportements. D'une part, celui des bandes élastiques de compression, pour lesquelles la pose est reproductible, la pression est dégressive de la cheville vers le haut de la cuisse et est peu variable en passant d'une position allongée à une position debout. D'autre part, celui des bandes non élastiques de compression pour lesquelles la reproductibilité de la pose est moins maîtrisée, la pression est non dégressive le long du membre inférieur et varie significativement lorsque le sujet passe d'une position allongée à une position debout. Ces résultats ont été obtenus en position statique. Il serait intéressant d'étudier les pressions d'interface obtenues lors de la marche.

Afin de garantir aux patients une pression conforme aux recommandations en vigueur sur le traitement de leur pathologie, non seulement la maîtrise des caractéristiques techniques des bandes est indispensable, mais la technique de pose à utiliser doit être clairement indiquée. Ce sont ces deux conditions qui feront que la bande sera efficacement utilisée.

Déclaration d'intérêts

Les auteurs déclarent que l'industriel Thuasne SA a participé à cette étude d'un point de vue matériel, humain et financier. Mr R. Convert, directeur du service Recherche et Développement de Thuasne SA, a participé à la rédaction de cet article.

Financement : les auteurs déclarent que l'industriel Thuasne SA a financé cette étude.

References

- [1] Fialka-Moser V1, Korpan M, Varela E, Ward A, Gutenbrunner C, Casillas JM, et al. The role of physical and rehabilitation medicine specialist in lymphoedema. *Ann Phys Rehabil Med* 2013;56:396–410.
- [2] Mosti G, Mattaliano V, Polignano R, Masina M. Compression therapy in the treatment of leg ulcers. *Acta Vulnol* 2009;7:6–8.
- [3] Partsch H. Evidence based compression therapy. *Vasa* 2003;32.
- [4] Partsch H. Understanding the pathophysiological. In: *Understanding compression therapy*. EWMA Position document. London: MEP; 2003: 2–4.
- [5] Hirai M, Iwata H, Hayakawa N. Effect of elastic compression stockings in patients with varicose veins and healthy controls measured by strain gauge plethysmography. *Skin Res Technol* 2002;8:236–9.
- [6] Jonker MJ, de Boer EM, Adère HJ, Bezemer PD. The oedema protective effect of Lycra[®] support stockings. *Dermatology* 2001;203:294–8.
- [7] Kraemer WJ, Volek JS, Bush JA, Gotshalk LA, Wagner PR, Gomez AL, et al. Influence of compression hosiery on physiological responses to standing fatigue in women. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32:1849–58.
- [8] Moffatt 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.
- [9] Moffatt C. Variability of pressure provided by sustained compression. *Int Wound J* 2008;5:259–65.
- [10] Nelson EA, Bell-Syer SEM, Cullum NA, Webster J. Compression for preventing recurrence of venous ulcers (Review). *The Cochrane Library* 2010.
- [11] O'Meara S, Cullum N, Nelson EA, Dumville JC. Compression for venous leg ulcers. *Cochrane Database Syst Rev* 2012;11.
- [12] Vowden KR, Vowden P. Preventing venous ulcer recurrence: a review. *Int Wound J* 2006;3:11–21.
- [13] Keller A, Müller ML, Calow T, Kern IK, Schumann H. Bandage pressure measurement and training: simple interventions to improve efficacy in compression bandaging. *Int wound J* 2009;6:324–30.
- [14] Liu R, Kwok YL, Li Y, Lao TT, Zhang X, Dai XQ. Objective evaluation of skin pressure distribution of graduated elastic compression stockings. *Dermatol Surg* 2005;31:615–24.
- [15] Oduncu H, Clark M, Williams RJ. Effect of compression on blood flow in lower limb wounds. *Int Wound J* 2004;1:107–13.
- [16] Partsch H, Menzinger G, Mostbeck A. Inelastic leg compression is more effective to reduce deep venous refluxes than elastic bandages. *Dermatol Surg* 1999;25:695–700.
- [17] Partsch H, Clark M, Bassez S, Benigni JP, Becker F, Blazek V, et al. Measurement of lower leg compression in vivo: recommendations for the performance of measurements of interface pressure and stiffness. *Dermatol Surg* 2006;32:224–33.
- [18] Partsch H, Partsch B, Braun W. Interface pressure and stiffness of ready made compression stockings: Comparison of in vivo and in vitro measurements. *J Vasc Surg* 2006;44:809–14.
- [19] Partsch H, Clark M, Mosti G, Steinlechner E, Schuren J, Abel M, et al. Classification of compression bandages: practical aspects. *Dermatol Surg* 2008;34:600–9.
- [20] Coleridge-Smith PD. Compression treatment – Still incompletely understood. *Phlebology* 1999;14:1–2.
- [21] Coull A, Tolson D, McIntosh J. Class-3c compression bandaging for venous ulcers: comparison of spiral and figure-of-eight techniques. *J Adv Nurs* 2006;54:274–83.
- [22] Thomas S. Measuring sub-bandage pressure. *J Wound Care* 2000;9:491–2.
- [23] Allen V, Ryan DW, Lomax N, Murray A. Accuracy of interface pressure measurement systems. *J Biomed Eng* 1993;15:344–8.
- [24] Barbenel JC, Sockalingham S. Device for measuring soft tissue interface pressures. *J Biomed Eng* 1990;12:519–22.
- [25] Flaud P, Bassez S, Counord JL. Comparative in vitro study of three interface pressure sensors used to evaluate medical compression hosiery. *Dermatol Surg* 2010;36:1930–40.
- [26] Benigni JP, Uhl JF, Corunu-Thénard A, Blin E. Bandages de compression. Influence des techniques de pose sur leur efficacité et leur tolérance clinique. *Phlebologie* 2007;60:1–8.
- [27] Partsch H, Mosti G. Comparison of three portable instruments to measure compression pressure. *Int Angiol* 2010;29:426–30.
- [28] Gille R, Anctil M, Bagnuet F, Charmantier G. Collectif. *Physiologie animale*. De Boeck; 2005.
- [29] Mosti G, Partsch H. High compression pressure over the calf is more effective than graduated compression in enhancing venous pump function. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2012;44:332–6.
- [30] Spence RK, Cahall E. Inelastic versus elastic leg compression in chronic venous insufficiency: a comparison limb size and venous hemodynamics. *J Vasc Surg* 1996;24:783–7.
- [31] Callam MJ, Haiart D, Farouk M, Brown D, Prescott RJ, Ruckley CV. Effect of time and posture on pressure profiles obtained by three different types of compression. *Phlebology* 1991;6:79–84.
- [32] Stick C, Jaeger H, Witzleb E. Measurements of volume changes and venous pressure in the human lower leg during walking and running. *J Appl Physiol* 1992;72:2063–8.
- [33] Hafner J, Luthi W, Hanssle H, Kammerlander G, Burg G. Instruction of compression therapy by means of interface pressure measurement. *Dermatol Surg* 2000;26:481–6.
- [34] Hirai M1, Niimi K, Iwata H, Sugimoto I, Ishibashi H, Ota T, et al. A comparison of interface pressure and stiffness between elastic stockings and bandages. *Phlebology* 2009;24:120–4.
- [35] Marston W, Vowden K. Compression therapy: a guide to safe practice. In: *Understanding compression therapy*. EWMA Position document. London: MEP; 2003: 11–7.
- [36] Damstra RJ, Brouwer ER, Partsch H. Controlled, comparative study of relation between volume changes and interface pressure under short-stretch bandages in leg lymphedema patients. *Dermatol Surg* 2008;34:773–9.
- [37] Damstra RJ, Partsch H. Compression therapy in breast cancer-related lymphedema: A randomized, controlled comparative study of relation between volume and interface pressure changes. *J Vasc Surg* 2009;49:1256–63.
- [38] Barbenel JC, Sockalingham S, Queen D. In vivo and laboratory evaluation of elastic bandages. *Care Sci Pract* 1990;8:72–4.
- [39] Haute Autorité de santé (HAS). *Dispositifs de compression médicale à usage individuel. Utilisation en pathologies vasculaires*; 2010.