

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université M'Hamed BOUGARA de Boumerdes



Faculté des Sciences de l'Ingénieur.
Laboratoire de Traitement et Mise en Forme des Matériaux Fibreux et Polymères.

Thèse de Doctorat

Présentée par

Rachid HALFAOUI

Pour obtenir le grade de
DOCTEUR en Sciences

Filière : Génie Industriel
Option : Technologie textile

THEME DE RECHERCHE

**Modélisation et caractérisation des bandes élastiques
dans le traitement thérapeutique des ulcères veineux
des membres inférieurs**

Thèse soutenue le : 13/06/2013

Devant le jury composé de :

Mr. Abdelatif ZERIZER	<i>Professeur (UMBB)</i>	<i>Président</i>
Mr. Salah HANINI	<i>Professeur (U. Médéa)</i>	<i>Examineur</i>
Mr. Abderezak ALLALI	<i>Maître de conférences A (U. Blida)</i>	<i>Examineur</i>
Mr. Bachir CHEMANI	<i>Maître de conférences A (UMBB)</i>	<i>Directeur de thèse</i>

Remerciements

*Ce travail a été mené au sein des ateliers mécaniques et du laboratoire de traitement et mise en forme des matériaux fibreux et polymères de la faculté des Sciences de l'université de Boumerdes en collaboration avec l'entreprise ATMT- Alger (Atelier de Transformation des Matières Textiles) Je suis gré à Monsieur **Abdelatif ZERIZER**, Professeur à l'UMBB de Boumerdes de m'avoir fait l'honneur de présider le Jury de soutenance.*

*Tout ma gratitude aux examinateurs, Monsieur **Salah HANINI**, Professeur à l'Université Yahia FARES de Médéa et Monsieur **Abderezak ALLALI**, Maître de Conférences à l'Université de Blida qui m'ont fait l'honneur de s'intéresser à ce travail de thèse.*

*J'adresse mes plus vifs remerciements à Monsieur **Bachir CHEMANI**, Maître de Conférences qui, en tant que Directeur de thèse, a permis l'aboutissement heureux de ce travail. Je le remercie pour sa confiance, et pour son aide scientifique et qui par son expérience et sa compétence m'a transmis sa passion pour la modélisation. Sans lui, cette thèse n'aurait jamais vu le jour.*

A ces remerciements je souhaite associer le Directeur de l'entreprise ATMT pour sa participation pratique et son encouragement pour ce travail sans qui « la partie expérimentale » ne serait pas ce qu'elle est. Au cours de ma préparation de thèse, j'ai trouvé un cadre de travail agréable accueillant.

En fin, une grande pensée pour féliciter et remercier du fond du cœur ma famille et mes amis pour le soutien et les encouragements sans faille malgré la distance tout au long de cette thèse. Qu'ils trouvent ici l'expression de mon amitié et de ma gratitude.

Laboratoires ayant participé aux travaux de recherche de cette thèse

- *Laboratoire de Traitement et Mise en Forme des Matériaux Fibreux et Polymères. Université de Boumerdes Algérie.*
- *Laboratoire National de Contrôle des Produits Pharmaceutiques Alger Algérie.*
- *Petite et Moyenne entreprise : Atelier de Transformation des Matières Textiles (ATMT)- Alger - Algérie*

Table des Matières

Introduction Générale	1
-----------------------------	---

Chapitre 1

Aperçu sur le traitement thérapeutique par compression

I- Introduction.....	8
II- Notions sur le système veineux	8
III- Notions sur les varices.....	9
IV- Le principe de la thérapie.....	10
IV-1. La contention.....	11
IV-2. La compression.....	12
IV-3. Le traitement progressif.....	13
IV-4. Le traitement dégressif.....	13
IV-5. Effet de la compression.....	14
V- Pression mesurée et pression optimale.....	16
VI- Risque et complication.....	17
VII- Classification.....	18
VIII- Les techniques de fabrication des bandes élastiques.....	19
VIII-1. Le principe du bobinage.....	20
VIII-2. Le principe du tissage.....	20
VIII-2.1. Formation de la foule.....	21
VIII-2.2. Insertion de la trame.....	21
VIII-2.3. Déroulement des fils de chaîne.....	21
VIII-2.4. Battage.....	22
VIII-2.5. Enroulement du tissu.....	22
VIII-2.6. Structure d'une étoffe tissée.....	22
VIII-3. Traitement du tissu.....	23
IX- Identification des propriétés mécaniques des bandes élastiques.....	23

X-	Les principales caractéristiques mécaniques des bandes élastiques.....	27
	X-1. Les textiles rigides.....	27
	X-2. Les textiles élastiques.....	27
	X-3. Extensibilité.....	28
	X-4. Elasticité	28
	X-5. Rigidité.....	29
XI-	Pression mesurée.....	30
XII-	Types de bandages	31
XIII-	Facteurs influant sur la pression entre textile et surface de contact	31
	XIII-1. Qualification des infirmières.....	31
	XIII-2. Tension du textile.....	32
	XIII-3. Rigidité du textile.....	33
XIV-	Conclusion.....	34
	Références Bibliographiques.....	35

Chapitre 2

Caractérisation des textiles de compression

I-	Introduction.....	38
II-	Paramètres technologiques.....	38
	II-1. Choix des taux de torsion des fils de chaîne.....	38
	II-2. Contrôle de la torsion sur les échantillons fabriqués.....	39
	II-3. Vérification de la masse linéique.....	40
	II-4. Vérification du diamètre du fil de trame.....	40
	II-5. Traitement des résultats.....	40
III-	Choix des textiles.....	41
	II-1. Article textile AT1.....	42
	II-2. Article textile AT2.....	43
	II-3. Article textile AT3.....	44
IV-	Rappels sur les traitements thérapeutiques.....	45
V-	Choix du modèle principale.....	47
	V-1. Proposition de modèles pour l'étude.....	49
	V-2. Choix de la structure de base.....	50

V-3. Evaluation expérimentale des tensions	53
V-4. Analyse des paramètres influençant l'allongement des échantillons	54
V-4.1. Influence de la torsion des fils de chaîne.....	54
V-4.2. Influence de la densité linéaire en trame.....	57
V-4.3. Influence de la grosseur des fils de trame.....	59
VI- Conclusion.....	61
Références bibliographiques.....	63

Chapitre 3

Effet du bandage sur l'interface de la pression appliquée par compression

I- Introduction.....	65
II- Forces appliquées entre le bandage et la surface de la jambe.....	66
III- Modèle général.....	66
III-1. Influence de la largeur de la bande.....	68
III-2. Influence du nombre de couches appliquées.....	68
III-3. Illustration de la formule de calcul.....	69
IV- Modèle applicable pour une couche.....	70
V- Modèle applicable en fonction de l'épaisseur du bandage.....	73
VI- Modèle applicable en fonction de l'épaisseur et du nombre de couches.....	74
VI-1. Elaboration du modèle relatif à (n) couches.....	75
VI-2. Résultats expérimentaux	78
VII Conclusion.....	96
Références bibliographiques.....	97

Chapitre 4

Validation des résultats expérimentaux des bandages et mise en œuvre d'un modèle

I. Introduction.....	98
II. Méthode expérimentale.....	98

III. Evaluation expérimentale de la pression interne de la bande élastique.....	99
III-1. Simple couche.....	99
III-2. Multicouches.....	102
IV. Interprétation des résultats.....	106
V. Conclusions.....	114
 CONCLUSION GENERALE.....	 115

Numérotation figures

CHAPITRE 1

Figure 1. Schéma d'une veine seine (a) et d'une veine dilatée (b).....	9
Figure 2. Bobinage des fils de chaîne.....	20
Figure 3. Formation de la foule.....	21
Figure 4. Insertion du fil de trame.....	21
Figure 5. Déroulement des fils de chaîne.....	21
Figure 6. Battage des fils de trame contre la façade du tissu.....	22
Figure 7. Enroulement du tissu formé sur le rouleau d'étoffe.....	22
Figure 8. Echantillons d'étoffe.....	22
Figure 9. Longueur de tissu à l'état tendu.....	24
Figure 10. Longueur de tissu à l'état relâché.....	26
Figure 11. Changement de la pression par les bandages, rigides et élastiques.....	30

CHAPITRE 2

Figure 1. Variation de la tension de l'article AT1.....	43
Figure 2. Variation de la tension de l'article AT2.....	44
Figure 3. Variation de la tension de l'article AT3.....	47
Figure 4. Représentation du modèle rhéologique de ZENER.....	47
Figure 5. Rapport d'armure du modèle de tissu.....	51
Figure 6. Relation entre la tension produite expérimentalement et la torsion des fils.....	53
Figure 7. Allongement relatif en fonction du taux de torsion.....	56
Figure 8. Module d'élasticité E en fonction du taux de torsion.....	57
Figure 9. Allongement du tissu en relations avec le compte en trame.....	58
Figure 10. Consommation de la matière en fonction du compte en trame.....	58
Figure 11. Courbe allongement en fonction du diamètre des fils de tram.....	60
Figure 12. Consommation de la matière en fonction du diamètre des fils de trame.....	60
Figure 13. Courbe allongement - charges pour les échantillons E_5 , E_6 et E_f	62

CHAPITRE 3

Figure 1. Représentation d'un corps sphérique mou en équilibre soumis à différentes forces.....	66
Figure 2. Modèle en tenant compte de l'épaisseur du bandage.....	71
Figure 3. Modèle en tenant compte de l'épaisseur et du nombre de couches.....	75
Figure 4. Section d'une jambe de taille moyenne.....	79
Figure 5. Pressions développées par le textile E_5 au niveau des quatre zones en fonction des forces expérimentales.....	82
Figure 6. Pressions développées par le textile E_6 au niveau des quatre zones en fonction des forces expérimentales.....	83
Figure 7. Pressions développées par le textile E_f au niveau des quatre zones en fonction des forces expérimentales.....	83
Figure 8. Relation entre la pression et la circonférence de la jambe (pressions minimales)	84
Figure 9. Pressions minimales des échantillons suivant les zones.....	84
Figure 10. Relation entre la pression et la circonférence de la jambe (pressions moyennes)	85
Figure 11. Pressions moyennes des échantillons suivant les zones.....	85
Figure 12. Relation entre la pression et la circonférence de la jambe (pressions maximales)	86
Figure 13. Pressions maximales des échantillons suivant les zones.....	86
Figure 14. Pressions développées par le textile E_5 au niveau des quatre zones en fonction des forces expérimentales pour textiles multicouches.....	92
Figure 15. Pressions développées par le textile E_6 au niveau des quatre zones en fonction des forces expérimentales pour textiles multicouches.....	92
Figure 16. Pressions développées par le textile E_f au niveau des quatre zones en fonction des forces expérimentales pour textiles multicouches.....	93
Figure 17. Relation entre la pression et la circonférence de la jambe (textile multicouches, pressions minimales).....	93
Figure 18. Relation entre la pression et la circonférence de la jambe (textile multicouches, pressions minimales)	94
Figure 19. Relation entre la pression et la circonférence de la jambe (textile multicouches, pressions moyennes)	94

Figure 20. Relation entre la pression et la circonférence de la jambe (textile multicouches, pressions moyennes)	95
Figure 21. Relation entre la pression et la circonférence de la jambe (textile multicouches, pressions maximales)	95
Figure 22. Relation entre la pression et la circonférence de la jambe (textile multicouches, pressions maximales) pour plusieurs zones.....	96

CHAPITRE 4

Figure 1. Montage des capteurs sur un mannequin.....	99
Figure 2. Pressions calculées et réelles obtenues par les bandages E_5 , E_6 et E_f appliqué au niveau de la cheville.....	101

Numérotation tableaux

CHAPITRE 1

Tableau 1. Pression du sang dans la colonne veineuse en position debout	16
Tableau 2. Classification des bandages.....	19
Tableau 3. Les différentes phases de la structure d'un tissu.....	26
Tableau 4. Nouvelle classification des pressions.....	31

CHAPITRE 2

Tableau 1. Désignation des échantillons et taux de torsion.....	39
Tableau 2. Résultats des analyses statistiques : torsion, masse linéique et diamètre.....	41
Tableau 3. Propriétés des échantillons.....	52
Tableau 4. Forces d'extension expérimentales produites par les fils de torsion Z et S.....	53
Tableau 5. Résultats des analyses des propriétés mécaniques des échantillons fabriqués.....	55
Tableau 6. Résultats des analyses avec différentes densités en trame.....	57
Tableau 7. Résultats des analyses avec différentes grosseurs des fils de Trame.....	59
Tableau 8. Caractéristiques des échantillons d'études.....	61
Tableau 9. Charges allongement des échantillons E ₅ , E ₆ et E _f	62

CHAPITRE 3

Tableau 1. Caractéristiques des échantillons d'études.....	79
Tableau 2. Pressions calculées sur les échantillons E ₅ , E ₆ et E _f dans la zone C1.....	80
Tableau 3. Pressions calculées sur les échantillons E ₅ , E ₆ et E _f dans la zone C2.....	81
Tableau 4. Pressions calculées sur les échantillons E ₅ , E ₆ et E _f dans la zone C3.....	81
Tableau 5. Pressions calculées sur les échantillons E ₅ , E ₆ et E _f dans la zone C4.....	82

Tableau 6. Pressions calculées sur les échantillons E5, E6 et Ef dans la zone C1 (Bandage à différentes couches)	90
Tableau 7. Pressions calculées sur les échantillons E5, E6 et Ef dans la zone C2 (Bandage à différentes couches).....	90
Tableau 8. Pressions calculées sur les échantillons E5, E6 et Ef dans la zone C3 (Bandage à différentes couches)	91
Tableau 9. Pressions calculées sur les échantillons E5, E6 et Ef dans la zone C4 (Bandage à différentes couches)	91

CHAPITRE 4

Tableau 1. Comparaison entre les pressions calculées et réelles relevées au niveau de la zone 1. (Au niveau de la cheville) pour les trois articles étudiés, cas multicouches.....	100
Tableau 2. Comparaison entre les pressions calculées et réelles relevées au niveau de la zone 2. (Au-dessus de la cheville) pour les trois articles étudiés, cas multicouches.....	101
Tableau 3. Comparaison entre les pressions calculées et réelles relevées au niveau de la zone 3. (Au-dessous du mollet) pour les trois articles étudiés, cas multicouches.....	102
Tableau 4. Comparaison entre les pressions calculées et réelles relevées au niveau de la zone 3. (Au niveau du mollet) pour les trois articles étudiés, cas multicouches.....	102
Tableau 5. Caractéristiques des échantillons tests.....	103
Tableau 6. Comparaison entre les pressions calculées et réelles relevées au niveau de la zone 1. (Au niveau de la cheville) pour les trois articles étudiés.....	104
Tableau 7. Comparaison entre les pressions calculées et réelles relevées au niveau de la zone 2. (Au-dessus de la cheville) pour les trois articles étudiés.....	105
Tableau 8. Comparaison entre les pressions calculées et réelles relevées au niveau de la zone 3. (Au-dessous du mollet) pour les trois articles étudiés.....	105
Tableau 9. Comparaison entre les pressions calculées et réelles relevées au niveau de la zone 4. (Au niveau du mollet) pour les trois articles étudiés.....	106

Modeling and characterization of elastic bands for therapeutic treatment of venous ulcers lower limbs.

Keywords: textile, cotton, polyester, woven, elastic, compression.

Abstract

The legs varicose veins affects about 1% of the adult population in developed countries and about 2% in Algeria (Source MSPRH.) The majority of complications are due to venous disease. Medical compression bandages contribute significantly in the therapeutic treatment of venous ulcer (called the legs varicose veins). Experts in the medical field believe that the application of a bandage with a constant extension will allow users to obtain the gradient profile required pressure, although the circumference of the leg increases from ankle to mid-calf. Many published studies in this area show the effectiveness of various commercial bandages and very little work has been made in understanding the phenomenon showing how these tires exert pressure on the leg. The elastic textiles intended for the venous treatment diseases must be well defined, with some restrictions criteria required by the raw material characters. The elastic textile use involves a set of constraints applied in several directions and it is very useful to take into considerations the factors most affecting applications to simulate as closely as possible to reality.

As many experts in the clinical field now confirm that the phenomenon of compression therapy is not yet mastered, this means that collaboration between specialists in this field of medical side and textile specialist area is virtually not, or if it is not seen the publication of their work. Knowledge of the rigid and elastic tissue behavior has become a necessity to address this phenomenon, for this reason, we have presented in this work the mechanical behavior of yarns and elastic bands and models used for the experiments and simulations of cuts . For all these reasons it is best to consider putting on the domestic market a bandage that is both rigid and elastic. From this assumption and after a lot of work on these materials, we offer a bandage on the basis of the mechanical model shown in the thesis, which describes both the elasticity and relaxation.

Three articles were manufactured separately. Every article has its own mechanical properties and the most powerful purpose was chosen. The results obtained on the sample AT1 are very interesting for the users of this product that the tension decreases and when its use. This mechanical behavior is due to the structure warp yarns describing a viscoelastic model. This phenomenon has a significant advantage in the use of this product for the therapeutic treatment of venous leg ulcers. The tension decrease is almost constant for about 8 hours, and then it stabilizes until the end of experiments. The mechanical behavior of textile AT2 is similar to the rigid textiles as inelastic gauze strips. The low yield is

obtained by heat treatment of warp yarn textured polyamide and elasticity obtained instantly disappears after a very short time. Textiles AT3 exerts significant pressure when applying the leg and the previous results the decrease in operating tension drop of only 7% over time. For this reason, strict measures must be taken when using it in hospital. The use of this article must be constantly monitored to avoid possible complications of its use.

Since the circumference of the lower limb of the human body is not perfect cylinder, and to simulate pressures applied on the surface, it is necessary to define all conditions for obtaining an average pressure of 38 mm Hg on entire leg surface. The elasticity, the flexural rigidity, the linear density in warp and weft, the diameters of the warp yarn and weft, the origins of raw materials and warp yarn and weft of the fabric by filling the raw materials are the factors that affect results. To reduce variations in pressure transferred through textiles used in this study, and in cuts simulations on the human leg, we used additional material as padding between the outer leg surface and the elastic fabric, it's a polyurethane film. All samples are made on a unilateral needle loom, which we have adapted a separate supply chain creel yarn. This technique allowed us to respond quickly to changes in the fabric structure, it has been fully realized in the mechanical workshops M'Hamed BOUGARA University of Boumerdes.

As a first step, we defined the exact boundaries of production factors from which the samples produced have properties that meet the requirements of this application field. On an industrial scale (a PNR has been approved in this field), some data will be exchanged for economic and quality reasons; it is mainly to provide a quality product with smaller possible expenses. For this reason, it is first necessary to choose all the production technological parameters. These parameters were studied in previous work in the context of magister thesis.

Then, the paper presents a theoretical and practical work to bring together all necessary elements for physical study of compression therapy, including how textiles exercise bandages and produce the required pressures are generated and how the intermediate forces on the leg by different bandages types. The influence of the bands thickness on the interface pressure was examined. There is described the models developed to estimate the pressure applied by the multilayer bandages and the longitudinal and transverse forces exerted by these bandages. In this work, we analyzed the behavior of actual internal pressure bandages studied previously. These pressures are measured over a period of time for a given class of bandages with single layer, but can be applied with more layers. The basic idea of this work is to study the possibility of changing the structure and mechanical characteristics of the bands in order to improve the compression behavior during use.

In this thesis, we have provided the pressure calculation regardless of the material thickness, which highlights the number of applied layers, but this implies that they are applied one on other a superimposed manner. It has been shown that if the material thickness is small, that is to say that relationship between thickness

and application radius is less than 0.1, the thickness has little effect on applied pressure. We also developed a model that takes into account the applied material thickness ($e/R > 1/10$), but does not take into account the layers number. Finally, a second model was developed taking into account the layers number and the thickness of each layer when they are distinct, that is to say, when it belonged to different bands.

To validate our results and theoretical calculations of the leg pressure with several layers of same elastic fabric, we have designed and carried out experiments on a soft roll that served as a prototype on which we postponed the actual dimensions of a leg sized. For all calculations and practical experiments we used three samples taken during previous work. The applied tensions to the textile and related extensions during each phase are carried out in the ascending and descending direction. All the graphs, it is clear that the tension is primary factor that influences directly with a large percentage of the pressure on the textile surface of interface pressures leg. Bandages using single layer, the textile pressure is directly transmitted to the leg surface. A significant deviation is observed at the ankle, lower calf and knee, by cons in the calf, the actual pressures are more or less uniform and at same time closer to calculated pressures. At the ankle and in the intermediate zones, the corresponding values of the actual pressure change curves plane with respect to the calculated values curve. The deviations are not very large so the proposed evaluation model pressures interface is experimentally verified; it can be used for the evaluation of applied pressures by bandage.

Résumé

Mots clefs: textile, coton, polyester, tissu, élastique, compression.

Les varices des jambes touchent environ 1% de la population adulte dans les pays développés et près de 2% en Algérie (Source MSPRH). La majorité des complications sont dues à des maladies veineuses. Les bandages compressifs médicaux contribuent énormément dans le traitement thérapeutique des ulcères veineux (appelés varices des jambes). Les experts dans le domaine médical estiment que l'application d'un bandage avec une extension constante permettra aux utilisateurs d'obtenir le profil de gradient de pressions requise, malgré que la circonférence de la jambe augmente à partir de la cheville vers le milieu du mollet. De nombreuses études publiées dans ce domaine montrent l'efficacité des différents bandages commerciaux et très peu de travaux ont été réalisés pour comprendre le phénomène montrant la façon dont ces bandages exercent les pressions sur la jambe. Les textiles élastiques destinés pour le traitement des maladies veineuses doivent avoir des caractéristiques bien définies, avec quelques restrictions des critères exigés par la matière première. L'utilisation d'un textile élastique implique un ensemble de contraintes appliquées dans plusieurs directions et il est très utile de prendre en considération les facteurs les plus influant afin de simuler des applications se rapprochant le plus possible de la réalité.

Etant donné que de nombreux spécialistes dans le domaine clinique confirment actuellement que le phénomène de la compression médicale n'est pas encore maîtrisé, cela signifie que la collaboration entre les spécialistes dans ce domaine du côté médical et les spécialistes du domaine textile n'existe pratiquement pas, ou si elle existe on ne voit pas les publications de leurs travaux. La connaissance du comportement des tissus rigides et élastiques est devenue une nécessité pour répondre à ce phénomène, pour cette raison, nous avons présenté dans ce travail le comportement mécanique des fils et des bandes élastiques ainsi que les modèles retenus pour les expérimentations et les simulations des compressions. Pour toutes ces raisons il est préférable d'envisager de mettre sur le marché national un bandage qui soit à la fois rigide et élastique. A partir de cette hypothèse et suite à beaucoup de travaux menés sur ces matériaux, nous proposons un bandage sur la base du modèle mécanique illustré dans la thèse, qui décrit à la fois l'élasticité et la relaxation.

Trois articles ont été fabriqués séparément. Chaque article possède ses propriétés mécaniques propres et en finalité le plus performant a été choisi. Les résultats obtenus sur l'échantillon AT1 sont très intéressants pour les utilisateurs de ce produit du fait que la tension diminue au fur et à mesure de son utilisation. Ce comportement mécanique est dû à la structure des fils de chaîne qui décrivent un modèle viscoélastique. Ce phénomène présente un important avantage dans

l'utilisation de cet article pour le traitement thérapeutique des ulcères veineux des membres inférieurs. La diminution de la tension est presque constante pendant environ 8 heures, ensuite elle se stabilise jusqu'à la fin des expériences. Le comportement mécanique du textile AT2 est semblable aux textiles rigides comme les bandes gaze inélastiques. La faible élasticité est obtenue par un traitement thermique des fils de chaîne en polyamide texturé, ainsi l'élasticité obtenue disparaît instantanément après un très court laps de temps. Le textile AT3 exerce une pression importante lors de son application sur la jambe et d'après les résultats précédents la diminution de la tension d'utilisation baisse uniquement de 7% avec le temps. Pour cette raison, des mesures strictes doivent être adoptées lors de son utilisation dans le milieu hospitalier. L'utilisation de cet article doit se faire sous surveillance permanente afin d'éviter des éventuelles complications lors de son utilisation.

Vu que la circonférence du membre inférieur du corps humain n'est pas parfaitement cylindre, et afin de simuler les pressions appliquées sur cette surface, il est indispensable de définir toutes les conditions pour l'obtention d'une pression moyenne de 38 mm Hg sur toute la surface de la jambe. L'élasticité, la rigidité à la flexion, les densités linéaires en chaîne et en trame, les diamètres des fils de chaîne et de trame, les origines des matières premières des fils de chaîne et des fils de trame ainsi que le remplissage du tissu par la matière première sont les facteurs qui influent sur les résultats attendus. Afin de réduire les variations des pressions transférées à travers les textiles utilisés dans cette étude, et lors des simulations des compressions sur la jambe humaine, nous avons utilisé un matériau supplémentaire comme rembourrage entre la surface extérieure de la jambe et le textile élastique, il s'agit d'un film de polyuréthane. Tous les échantillons sont fabriqués sur un métier à tisser à aiguille unilatérale, sur lequel nous avons adapté un cantre séparé pour l'alimentation en fils de chaîne. Cette technique nous a permis d'intervenir rapidement pour apporter des changements dans la structure du tissu, elle a été complètement réalisée dans les ateliers mécanique de l'université M'Hamed BOUGARA de Boumerdes.

Nous avons définis les limites exactes des facteurs de production à partir desquelles les échantillons fabriqués possèdent des propriétés qui répondent aux généralités. A l'échelle industrielle (un PNR a été agréé dans ce domaine), certaines données vont être changées pour des raisons économiques et de qualité, il s'agit surtout de proposer un produit de qualité avec des dépenses les plus réduites possibles. Il est tout d'abord, nécessaire de choisir l'ensemble des paramètres technologiques de production. Ces paramètres ont été étudiés lors des travaux précédents réalisés dans le cadre de la thèse du magister. Ensuite, le document présente un travail théorique et pratique pour réunir tous les éléments nécessaires à l'étude physique de la thérapie par compression, notamment comment les bandages textiles exercent et produisent des pressions requises et comment sont produites les forces intermédiaires sur la jambe par les bandages de

différents types. L'influence de l'épaisseur des bandages sur la pression d'interface a été examinée. Il est décrit les modèles développés pour estimer la pression appliquée par des bandages à plusieurs couches et les forces longitudinales et transversales exercées par ces bandages.

Dans ce travail, nous avons analysé le comportement de la pression réelle interne exercée par des bandages étudiés préalablement. Ces pressions sont mesurées sur une période de temps pour une classe donnée de bandages appelés bandages à simple couche, mais pouvant être appliqués avec plusieurs spires. L'idée de base de ce travail est d'étudier la possibilité de changer la structure et les caractéristiques mécaniques des bandages dans le but d'améliorer le comportement de la compression pendant l'usage.

Dans cette thèse, nous avons prévu le calcul de la pression sans tenir compte de l'épaisseur du matériau, qui met en évidence le nombre de couches appliquées mais cela sous-entend que celles-ci sont appliquées l'une sur l'autre d'une manière superposée. Il a été démontré que si l'épaisseur du matériau est petite, c'est-à-dire que le rapport entre son épaisseur et le rayon d'application est inférieur à 0.1, l'épaisseur n'influe guère sur la pression appliquée. Nous avons également élaboré un modèle qui tient compte de l'épaisseur du matériau appliqué ($\frac{e}{R} > \frac{1}{10}$), mais ne prend pas en considération le nombre de couches. Enfin un deuxième modèle a été élaboré tenant compte du nombre de couches et de l'épaisseur de chaque couche lorsque ces dernières sont distinctes, c'est-à-dire lorsqu'elles appartiennent à des bandes différentes. Afin de valider nos résultats et les calculs théoriques de la pression exercée sur la jambe à l'aide de plusieurs couches du même textile élastique, nous avons conçu et réalisé les expériences sur un cylindre mou qui a servi de prototype et sur lequel nous avons reporté les dimensions réelles d'une jambe de taille moyenne. Pour tous les calculs et les expériences pratiques nous avons utilisé les trois échantillons prélevés lors des travaux antérieurs.

Les tensions appliquées sur les textiles et les allongements correspondants durant chaque phase, sont réalisées dans les sens croissant et décroissant. De tous les graphes, il est clair que la tension est le premier facteur qui influe directement avec un grand pourcentage sur la pression exercée par les textiles sur la surface de la jambe dites pressions d'interface. En utilisant les bandages simple couche, la pression du textile est directement transmise sur la surface de la jambe.

Une déviation significative est observée au niveau de la cheville, en bas du mollet et au niveau du genou, par contre au niveau du mollet, les pressions réelles sont plus ou moins uniformes et en même temps plus rapprochées aux pressions calculées. Au niveau de la cheville et dans les zones intermédiaires, les courbes correspondantes aux valeurs de pressions réelles changent de plan par rapport à la courbe des valeurs calculées. Les déviations ne sont pas très importantes par conséquent le modèle proposé pour l'évaluation des pressions d'interface est vérifié expérimentalement, il peut donc être utilisé pour l'évaluation des pressions appliquées par un bandage.

خلاصة

أسماء مفاتيح، قطن، بو لأستار، نسيج، مطول.

ان امراض انتفاخ العرق يمس تقريبا 1 في المئة من الاشخاص المسنين في البلدان المتقدمة و تقريبا 2 في المئة من السكان الجزائريين حسب مصدر وزارة الصحة. الاغلبية من الاضطرابات نتيجة عن مرض العرق. ان استعمال الاشرطة المطولة في علاج امراض العرق هي عملية ناجحة على طوال المدى و لا تتطلب أموال كثيرة كاستعمال الجراحة مثلا.

الهدف من هذا البحث هو وضع في السوق الجزائري نموذج من الاشرطة التي تكون من جهة صلبة و من جهة أخرى مطولة هذا نتيجة النموذج المعمول به في عملنا هذا. كقاعدة الأعمال استعملنا ثلاثة نماذج الذي أنتجناها كلها في مؤسسة مصغرة لأحد الخواص هنا في الجزائر و الذي وضع بين حوزتنا آلة لصناعة النسيج طوال أعمالنا. كل نموذج له خصائصه وهم:

(ات1): هذا المنتج يتميز بقواعده الميكانيكية حيث التطويل يتغير مع فترة من الزمن قدرها ثمانية ساعات تقريبا و تبقى بعد ذلك القوة بمقدار صغير الى اخر التجربة.

(ات2): هذا المنتج يشبه الاشرطة النسيجية الصلبة قوته للتطويل صغيرة و قد انجزت هاته الاخيرة بطريقة تسخين المادة النسيجية الكيماوية و هكذا يزول التطويل بعد فترة قصيرة من زمن استعمالها.

(ات3): هذا النماذج الأولية هم نتيجة أعمال في اطار تحضير الماجستير في السنوات الماضية. ان دائرة رجل الأنسان ليست مستديرة و ليست لها نفس الحجم في كافة طولها.

و لكي نظهر الضغط على مساحة الساق بصفة نضريه يجب علينا وضع كل ما يلزم من قواعد أولية لكي نصل لضغط في مساحة الساق والتي تكون بين 15 و 46 مم (حج). أن المواد النسيجية تملك قدرة خاصة فيما يخص عملها من الناحية الميكانيكية و هذا ناتج على نوعية المواد النسيجية في التطويل و في صلب المواد الأولية لمادة النسيج. و لكي نخفض من اضطرابات الضغط المستورد من طرف الاشرطة المطولة غي مساحة الساق وضعنا قشرة من مادة مخصصة من مادة النسيج بين الاشرطة المطولة و الساق لتسوية الضغط في قدر ممكن في كافة مساحة الرجل.

في المرحلة الأولى وضعنا حدود فيما يخص قواعد انتاج الاشرطة في آلة النسيج لكي تملك هاته الأخيرة كل المميزات التي تستجيب لكل معطيات استعمالها في ميدان العلاج. ان مود النسيجية المستعملة في هذا الميدان يجب أن تكون لها حالة مميزة في مرحلة من مراحل الشكل حيث أنها تولد ضغط ما حسب معطياتها الأولية. القوة المستعملة لتطويل الاشرطة هي نتيجة تجارب عدة و هي مستنتجة من التطويل الحقيقي للأشرطة. لهذا نستطيع كتابة رسم مربع في الاشرطة في مرحلة الإنتاج حيث لما نستخرج المادة النسيجية من الآلة يتغير طولها بطبيعة الحال و لما تضع الممرضة الاشرطة فوق ساق المريض تثقن تماما القوة المستعملة و هكذا نعين الممرضة و الطبيب في استعمال الاشرطة المطولة بشكل دقيق. في هذا العمل طرحنا نماذج لتحليل الضغط الداخل الممارس من طرف الاشرطة لكي نتحصل على نفس الضغط في كل طول الساق استخدمنا ثلاثة حالة و هما:

- حالة استعمال طبقة واحدة دون أخذ بعين الاعتبار علو الاشرطة المستعملة و في هذه الحالة ينتشر الضغط الا على المساحة المغطاة بالأشرطة و انه مقيد بالقوة المستخدمة خلال وضع الاشرطة على

الساق و عرض الاشرطة. ان الضغط المستخرج يتماشى مع القوة المستعملة في نفس الاتجاه و في الاتجاه المعاكس على المساحة.

- في حالة أخذ بعين الاعتبار علو الاشرطة التي تتمثل في اثنين أو أكثر من الطبقات يجب حسب القوة المتجهة نحو الداخل

- في حالة أخذ بعين الاعتبار علو الاشرطة و كمية الطبقات المختلفة في نفس المنتج أي في نفس الشريط المطول استعملنا نموذجين مختلفين و هنا مجموع القوة نتيجة الطبقتين في الشريط التي تعبرهما لكي تصل القوة الى مساحة الساق.

برهنا كذلك ان لما يكون علو الشريط صغير جدا ان هذا الأخير لا يؤثر على الضغط المنتج من طرف الاشرطة المطولة و في هذه الأطروحة قدمنا عملا نظريا و تطبيقيا لغرض جمع كل المعلومات الازمة التي تخص عملية وضع أشرطة لغرض طبي في ساق الانسان لمعالجة نفخ العرق بطريقة الضغط عليها في مدة من الزمن و كذلك لمعرفة الطريقة التي تضغط الاشرطة المطولة المختلفة على مساحة الرجل. ولكي نبرهن اعمالنا و تحاليلنا النظرية فيما يخص الضغط الممارس من طرف الأشرطة المطولة على رجل الإنسان أجرينا التجارب على شبه رجل اصطناعي و استعملنا النماذج الثلاثة التي اخترناها من قبل. القوة المستعملة على الأشرطة متجهة ابتداءيا من الأسفل الى الأعلى ثم من الأعلى الى الأسفل. في كل التحاليل انه واضح أن القوة المستعمل هي السبب الرئيسي في انجاز ضغط على الساق و في حالة استعمال شريط مطول بطبقة واحدة ان الضغط متوجه الى مساحة الرجل بدون أي اعتراض من أي مادة اخرى. اننا لا حضا اختلاف صغير بين النتائج النظرية و النتائج التطبيقية فئدن في الأخير نستطيع القول أن النموذج المطرود في دراستنا هاته مقبول و يستجيب للمعطيات الأولية المطروحة كأساس لانتا جهته المادة و استعمالها لأغراض طبية و تحديدا في ميدان العلاج.

Introduction

Les organismes de la santé utilisent une multitude de produits à base de textiles divers destinés pour les soins parmi lesquels nous pouvons citer : les tissus pour les compresses, les différents sparadraps, le coton hydrophile destiné pour les utilisations diverses, les nappes de coton écri cardé, utilisé comme support intermédiaire lors de la pose des plâtre médicaux ainsi que les bandages fabriqués à base de matières naturelles ou synthétiques, ils peuvent être extensibles ou rigides.

Dans le même domaine, on utilise les textiles dont la fonction est d'accélérer la cicatrisation des plaies après une intervention chirurgicale, les textiles adaptés aux besoins des malades ainsi que les textiles ayant des propriétés antibactériennes sont utilisés dans les milieux sollicités par les bactéries, les moisissures et les odeurs.

Les bandes élastiques sont généralement destinées pour le maintien en place des pansements en cas de brûlures ou en orthopédie pour l'immobilisation d'un membre à l'aide d'une pression appliquée. Elles sont aussi utilisées pour exercer une certaine pression sur une articulation afin de soulager la douleur due à une entorse ou sur les membres inférieurs afin de prévenir l'apparition du phénomène du gonflement des veines, mais cette pratique est rare dans la médecine Algérienne.

Par contre, dans certains pays d'Europe comme l'Angleterre, l'utilisation des bandes élastiques ou rigides dans ce domaine est très fréquente, beaucoup de recherches cliniques ont été menées pour donner des explications sur le phénomène.

Le traitement par compression des ulcères veineux et de l'insuffisance veineuse est un traitement thérapeutique efficace et très ancien en même temps, il a été depuis longtemps pratiqué pour stimuler les muscles des membres inférieurs. Les varices des jambes apparaissent généralement du fait d'une immobilité prolongée, surtout chez les personnes âgées et touchent environ 1% de la population adulte dans les pays développés [1] et environ 2 % de la population en Algérie (Source MSPRH).

Les bandages compressifs médicaux sont d'une grande importance dans le traitement des varices, ils doivent être appliqués avec une tension dégressive allant de la cheville jusqu'au genou [2].

Des recherches antérieures ont révélé que les infirmières chargées de l'application des bandages sur les membres inférieurs exercent volontairement des tensions inverses ou dégressives, de façon à obtenir les mêmes valeurs de pressions sur toute la longueur de la jambe [3]. Lorsque la pression est inférieure à 15 mm Hg, les résultats sont insuffisants, par contre si elle est supérieure à 46 mm Hg, elle provoque parfois des complications cliniques [4].

Malgré de nombreuses études publiées, dont les travaux sont portés sur l'efficacité des différents bandages, très peu touchent le comportement des forces intermédiaires entre le textile et la surface de jambe, ainsi une solide compréhension de la physique traitant les pressions appliquées par les différents bandages est nécessaire [5].

Dans la plupart des sujets publiés, nous avons remarqué l'utilisation comme support en textiles élastiques nommés uniquement par des noms commerciaux, propres aux fabricants, tels : Profore, Coban, Rosidal, etc...[6]. Des travaux de recherche dans le domaine de la médecine et des soins en phlébologie confirment que les résultats obtenus dépendent principalement de l'uniformité de la répartition de la pression appliquée sur la longueur du membre.

Cette condition ne pourra être satisfaite qu'avec l'utilisation de matériaux en textiles car ces matières possèdent des propriétés mécaniques particulièrement intéressantes. Dans la littérature, il y a très peu de travaux publiés sur le comportement mécanique du matériau lui-même, alors qu'il constitue le principal facteur influant sur l'efficacité d'un tel type de traitement et pour cette raison ce travail a été abordé afin d'apporter notre contribution pour le développement des textiles techniques en Algérie.

Lors des travaux antérieurs, trois textiles désignés par AT_1 , AT_2 et AT_3 ont été expérimentés et leur comportement mécanique pendant l'usage a été étudié. Ces produits sont respectivement en fils de coton crêpe, fils de polyamides et en fils guipés [7]. Dans la structure des tissus conventionnels, les fils de chaîne et de

trame sont mutuellement positionnés sous l'angle de 90° , ils peuvent être entrelacés de diverses manières et forment une structure d'armure. [8]. Une structure toile a été utilisée où les fils de chaîne recouvrent les fils de trame et les fils de trame recouvrent les fils de chaîne selon un ordre 1/1, c'est la plus simple structure tissée et en même temps la plus efficace [9].

Au cours de la fabrication des tissus avec les différentes matières premières, nous avons remarqué qu'après les avoir enlevés du métier à tisser et après stabilisation de leurs structures, leurs caractères ne sont pas réguliers. Les propriétés mécaniques des tissus peuvent être projetées sur la base d'une modélisation mathématique et une simulation expérimentale [10]. Les paramètres initiaux des deux systèmes de fils influent sur les propriétés mécaniques finales.

Les tissus se présentent comme des structures complexes, leurs comportements du point de vue mécanique est l'objectif visé dans cette étude, ils sont mis en évidence sur la base de différents modèles mathématiques proposés [11]. Par conséquent, les paramètres technologiques de fabrications doivent être calculés en tenant compte de la phase intermédiaire qui est la phase de relaxation.

Les propriétés du tissu peuvent être classées en trois groupes: les paramètres géométriques de base, les propriétés mécaniques et les propriétés d'utilisation [12]. Les textiles, comme matériaux sont spéciaux par rapport aux autres, ils sont loin d'être homogènes et isotropes, à cause de leurs assemblages par des matières premières dont le comportement est très complexe [13]. A ce titre, nous pouvons citer, la tension initiale de la chaîne, le moment de croisement des lames ainsi que le devancement [14].

Une tension initiale élevée des fils de chaîne peut provoquer une variation importante de la tension globale et par conséquent nous pouvons observer des déformations importantes des fils [15]. La valeur absolue de la tension totale augmente proportionnellement à l'augmentation de la tension initiale dans des conditions dynamiques. Ainsi, le changement de la tension initiale influe seulement sur la structure de l'élément de tissu pendant son tissage [16]. Toutes les mesures des pressions exercées par le textile sont faites à l'aide d'une installation adaptée, munie de capteurs de pression, ces derniers sont flexibles et intégrés sous les bandages.

Néanmoins, les capteurs actuellement disponibles sur le marché présentent de diverses erreurs de mesures, qui doivent être étudiées et relevées avant leur utilisation [17].

Ce travail présente deux objectifs principaux

1- Les travaux touchent les bandages fabriqués par la méthode des étoffes conventionnelles car elles présentent des domaines d'intérêts très variés que le processus technologique de tricotage ne peut pas offrir, par conséquent nous avons proposé trois échantillons de tissu élastiques qui sont les résultats des travaux précédents sur le même thème de recherche et que nous avons nommés AT_1 , AT_2 et AT_3 . L'étude théorique des facteurs qui influencent les pressions d'interface sous les bandages et l'élaboration des modèles mathématique associés avec les calculs théoriques des pressions moyennant la loi de Laplace et le choix de trois articles donnant les meilleurs résultats suivant les pressions développées lors de leur application pendant la phase expérimentale, il s'agit des articles nommés E_5 , E_6 et E_f .

2- La vérification expérimentale des résultats relatifs aux pressions produites par les trois échantillons retenus dans les mêmes zones où les calculs ont été effectués à l'aide des modèles mathématiques proposés. Nous nous sommes efforcés de reproduire sur prototype les conditions expérimentales identiques aux mêmes essais sur la jambe humaine en milieu hospitalier. Cette dernière étape est très importante demandant beaucoup de temps pour sa réalisation car il faut associer les services concernés de la santé publique et obtenir les autorisations nécessaires. Cette dernière étape ne peut se faire sans l'homologation du produit par la direction de la pharmacie du Ministère de la Santé, de la Population et de la Réforme Hospitalière.

Dans son contenu, le travail de recherche est présenté en quatre chapitres.

Dans le premier chapitre, il a été examiné la littérature sur les varices et les ulcères veineux ainsi que celle concernant le traitement thérapeutique par compression des maladies veineuses. Le système de mesure de la pression d'interface utilisée pour évaluer la pression sous un bandage compressif montre les résultats des travaux déjà réalisés afin d'étudier une nouvelle structure de tissu et de proposer un modèles pouvant donner des résultats pratiques satisfaisants.

Les caractéristiques sur les trois articles textiles étudiés précédemment et sur la méthode dont les bandages appliquent une pression sur le membre ont été examinées dans le deuxième chapitre. Parmi ces caractéristiques technologiques, la torsion des fils de chaîne, le compte en trame du tissu et le diamètre ou la densité linéique du fil de trame sont les trois principaux paramètres technologiques de fabrication de la bande élastique crêpe. Les résultats obtenus constituent une base de données nécessaire pour exploiter d'une manière rationnelle la technologie de fabrication des bandes élastiques et leur utilisation dans le domaine médical. Un modèle rhéologique a été proposé comme base de départ pour l'élaboration d'un matériau textile beaucoup plus performant.

Le troisième chapitre présente un travail théorique et pratique effectué pour réunir tous les éléments nécessaires pour l'étude physique de la thérapie par compression, notamment comment les bandages textiles exercent et produisent les pressions requises. Il est expliqué comment sont produites les forces intermédiaires sur la jambe par les bandages de différents types. Une interprétation des travaux effectués pour examiner l'influence de l'épaisseur des bandages sur la pression d'interface a été présentée. Dans ce chapitre, ont été décrits les modèles développés pour estimer la pression appliquée par des bandages à plusieurs couches et les forces longitudinales et transversales exercées par les bandages dits multicouches.

Une analyse du comportement de la pression réelle interne exercée par des bandages étudiés préalablement est présenté au chapitre quatre. La pression est mesurée sur un intervalle de temps pour une classe donnée de bandages appelés bandages à simple couche, mais pouvant être appliqués avec plusieurs spires. L'idée de base de ce travail est d'étudier la possibilité de changer la structure et les caractéristiques mécaniques des bandages dans le but d'améliorer le comportement de la compression pendant l'usage. L'influence d'un certain nombre de paramètres technologiques tels que la structure du tissu, la rigidité de sa surface, la largeur du bandage et la mode de disposition des couches ou le chevauchement et la direction d'enroulement, c'est-à-dire, soit du genou vers la cheville, soit de la cheville vers le genoux, ont été étudiés à l'aide d'un prototype basé sur le principe pneumatique.

Références bibliographiques

- [1] C. V. Ruckley, C. J. Evans, P. L. Allan, A. J. Lee and F. G. Fowkes. Chronic venous insufficiency: Clinical and duplex correlations. The Edinburgh Vein Study of venous disorders in the general population. *Journal of Vascular Surgery*. 36(3), 520-525, 2002.
- [2] J. L. Beebe-Dimmer, J. R. Pfeifer, J. S. Engle and D. Schottenfeld. The epidemiology of chronic venous insufficiency and varicose veins. *Annals of Epidemiology*. 15 (3), 175-184, 2005.
- [3] A. S. Ghauri, I. Nyamekye, A. J. Grabs, J. R. Farndon, et al. Influence of a specialized leg ulcer service and venous surgery on the outcome of venous leg ulcers. *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 16(3): 238-44. 1998.
- [4] H. Partsch. The static stiness index: A simple method to assess the elastic property of compression material in vivo. *Dermatologic Surgery*. 31(6):625-630, 2005.
- [5] H. Partsch, M Clark, S. Bassez, J. Benigni, F. Becker, V. Blazek, J. Caprini, A. Cornu-Thenard, J. Hafner, M. Flour, M. Junger, C. Moatt, and M. Neumann. Measurement of lower leg compression in vivo: recommendations for the performance of measurements of interface pressure and stiness. *Dermatologic Surgery*. 32 (2):224-233, 2006.
- [6] J. Schuren and K. Mohr. The efficacy of Laplace's equation in calculating bandage pressure in venous leg ulcers. Clinical RESEARCH/AUDIT. *Wounds UK*. 4 (2) 2008.
- [7] R. Halfaoui. Technologie de fabrication et caractérisation des textiles extensibles pour leur utilisation dans le domaine paramédical .*Thèse de magister, Université M'Hamed Bougara Boumerdes*. 2004.
- [8] J. W. S. Hearle, P. Grosberg and S. Backer, Structural mechanics of fibers, Yarns and Fabrics, Volume 1, Wiley- Interscience, New York, 339-354. 1969,
- [9] J. E. Booth, Textile Mathematics, the Textile Institute, Manchester, 445-458, 1997.
- [10] S. Nosek. Structure and Geometry of Woven Fabrics. Liberec 1996.

- [11] B. Sirková and J. Richterová. The Influence of Thread's Interlacing as well as Yarn's Parameters on the Mechanical Properties of the Woven Fabrics. 5th EUROMECH, Thessaloniki, 2003.
- [12] D. Křemenáková and et al. Internal standard. Research center Textile. *Textile Faculty Technical University of Liberec*, 2003.
- [13] X. Chen, Modeling and predicting textile behavior. Oxford: Wood head publishing Ltd, 2009.
- [14] S. Galuszynski and P. Ellis. Some Effects of the Fabric Elastic Constant on the Dynamics of Fabric Formation. *Journal of Textile Institute*. 6, 357-365, 1983.
- [15] Z. Zhang and M. Mohamed. Theoretical Investigations of Beat-up. *Textile Research Journal*. 7, 395-404. 1989.
- [16] J. Katunskis. Theoretical and Experimental Beat-up Investigation. *Fibers & Textiles in Eastern Europe*. 3 (47), 24-28. 2004.
- [17] E. Maklewska, A. Nawrocki, K. Kowalski and W. Tarnowski. New Tool for estimating the Pressure under Burn Garment. Paper presented at the Fourth International Conference and Exhibition on Healthcare and Medical Textiles. Bolton, UK. 2007.

Chapitre 1

*Aperçu sur le traitement
thérapeutique par compression*

I. Introduction

Ce chapitre met en évidence la littérature actuelle concernant le traitement thérapeutique par compression des maladies veineuses, le système de mesure de la pression d'interface utilisée pour évaluer la pression sous un bandage compressif et montre les résultats des travaux déjà réalisés afin d'étudier une nouvelle structure de tissu et de proposer un modèle pouvant donner des résultats pratiques satisfaisants. Pour cela il est important de bien comprendre la formation des varices et des ulcères veineux et de donner un bref aperçu sur les principales terminologies utilisées dans la description du système veineux des membres inférieurs. Une analyse des différents travaux est nécessaire afin de pouvoir tirer une conclusion et proposer une gamme de produits dans le choix du textile et de sa structure. Afin d'aboutir à cerner le sujet, il est utile de donner un bref aperçu sur le comportement mécanique des structures tissées et accentuer la relation entre les normes des pressions recommandées par les chercheurs dans ce domaine et la méthode appliquée pour fixer les limites des tensions applicables sur les bandes élastiques lors de la pose. La technologie de fabrication de la bande élastique joue un rôle considérable dans ce type de traitement et que nous jugeons utile de donner des notions de bases pour la conception du matériau.

II. Notions sur le système veineux

Les veines transportent le sang contenant du gaz carbonique à partir des cellules vers le cœur, elles ont des parois minces par rapport aux artères, cela leur permet de disposer d'une grande capacité d'expansion. C'est ce qui explique que les veines peuvent contenir jusqu'à environ 60 % du volume global de sang contenu dans le corps humain. La plupart des veines sont munies de valves pour éviter le reflux, elles sont de forme convexe et fixés aux parois des veines comme le montre la Figure 1.

- Le flux sanguin est le volume de sang s'écoulant à travers un vaisseau, un organe, ou un ensemble à un moment donné.
- La pression artérielle est la force par unité de surface exercée par le sang sur une paroi, elle est exprimée en millimètres de mercure (mm Hg).

- La résistance à l'écoulement du sang est l'ensemble des efforts de frottements d'un certain volume de sang contre les parois des veines au moment de son passage dans une section donnée. Elle dépend de beaucoup de facteurs parmi lesquels nous pouvons citer : la viscosité du sang, la longueur et le diamètre des veines. Il existe donc une relation entre le débit de sang (Q), la différence de pression (P_v) et la résistance des parois veineuses (R_v).

$$Q = \frac{\Delta P_v}{R_v} \quad [1] \quad (1)$$

III. Notions sur les varices

Afin d'assurer un retour normal du sang veineux des membres inférieurs, deux facteurs agissent conjointement :

- la pompe musculaire
- le système de valves réparties sur le réseau veineux

La moindre anomalie dans ce fonctionnement telle qu'une mobilité réduite par exemple, provoque un dysfonctionnement du retour du sang veineux et peut entraîner l'apparition de varices qu'on décrit par insuffisance veineuse [1].

Pour remonter le long des veines, le sang se déplace progressivement du bas vers le haut par l'intermédiaire d'une certaine pression, les valves (v) sont destinées à empêcher le retour vers l'arrière c'est-à-dire le reflux, ainsi le sang se déplace d'un compartiment à un autre sans retour, la veine possède dans ce cas un diamètre normal (D_i), Figure 1 (a).

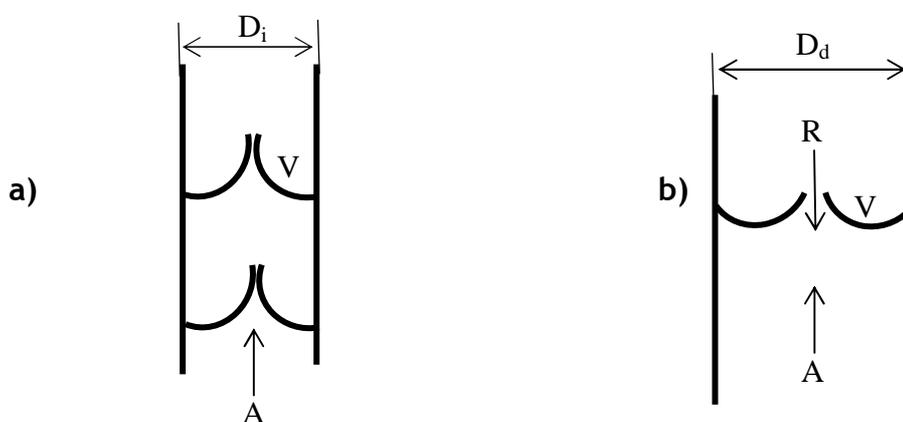


Figure 1. Schéma d'une veine saine (a) et d'une veine dilatée (b)

D_i : Diamètre initiale de la veine

D_d : Diamètre de la veine dilatée

V : Valves

R : Reflux du sang

A : Avancée du sang

Par contre si à un certain moment une zone quelconque se dilate au-delà d'un certain diamètre (D_d), les valves (V) n'arrivent plus à se retenir, les extrémités vers le haut et ne pourront plus empêcher le sang de redescendre vers le bas, comme le montre la figure 1 (b). A ce moment-là le sang a tendance à stagner sur la même place et de ce fait la veine se gonfle et prends la couleur du sang chargé de gaz carbonique, c'est-à-dire qu'il prend une couleur bleuâtre. On qualifie ceci par une insuffisance veineuse, cela constitue donc la première cause de l'apparition des ulcères veineux des jambes. Ce phénomène se constate surtout avec le vieillissement de la population et du fait d'une immobilité prolongée.

IV. Le principe de la thérapie

Pour remédier aux problèmes de la thérapie des varices, il n'y a qu'un seul moyen, sans à avoir recours à la chirurgie, c'est l'application d'une pression extérieure afin de réduire le diamètre des veines. Une veine ne peut être comprimée que si la pression extérieure est plus grande que la pression à l'intérieur de la paroi. La pression exercée est une fonction de la position, soit debout ou couchée. Sous le genou elle est de l'ordre de 20 à 25 mm Hg en position couchée et de l'ordre de 50 à 60 mm Hg en position assise, par contre en position debout elle est de l'ordre de 70 mm Hg.

L'application d'une compression dans les zones dont le diamètre a augmenté anormalement contribue à favoriser la circulation du sang par la réduction du volume du sang dans cette zone.

La force de compression produite par n'importe quel système de contention sur une période donnée est déterminée par des interactions complexes entre quatre facteurs principaux.

- la structure physique

- les propriétés élastiques du bandage
- la taille et la forme du membre sur lequel la compression est exercée,
- la compétence et la technique du praticien ainsi que la nature des activités physiques effectuées par le patient.

Sur une jambe normale, la circonférence de la cheville est généralement largement inférieure à celle du mollet, donc, selon la loi de Laplace ($P=T/r$), si un bandage est appliqué avec une tension et un chevauchement constants, la pression obtenue au niveau du mollet sera inférieure que celle obtenue à la cheville. Au fur et à mesure de l'augmentation de la circonférence de la jambe, un gradient de compression se constitue, la plus forte pression s'exerçant sur la partie la plus réduite du membre (c'est à dire la cheville). Il est difficile de démontrer en pratique que ce gradient de pression idéal est systématiquement réalisé.

L'incapacité à réaliser une compression dégressive peut témoigner d'une mauvaise technique de pose, de difficultés à maintenir la bande sous tension constante au cours de la pose. Certains problèmes pratiques relatifs à l'application des bandes ont été pris en compte par les fabricants qui proposent divers guides et méthodes afin de permettre aux praticiens d'obtenir la tension requise. Des progrès dans la technologie des textiles permettront aussi de réduire les variations de tension obtenues par les différents praticiens ou bien d'une application à l'autre. Un concept très prometteur repose sur le développement d'un fil élastomère qui engendre des pressions sous bandage relativement constantes malgré de légères variations de son extension.

IV-1. La contention

La contention comme procédé d'immobilisation est l'ensemble des efforts appliqués sur une jambe par l'utilisation d'un support textile, non élastique, dans ce cas, ce dernier s'oppose uniquement aux variations du volume des muscles en mouvement, tandis que dans la phase de repos la contention exerce une pression faible et pratiquement négligeable. Ainsi nous pouvons affirmer que la contention est active uniquement dans la phase de mouvement forcé. Un nouveau mode de contention a fait son apparition ces dernières années, il s'agit de la contention

croissante qui agit spécialement sur les muscles du mollet puisque la pression maximale est appliquée à la hauteur où la circonférence est maximale.

Au lieu d'agir principalement sur les veines présentes à la hauteur de la cheville comme le fait la contention classique, la contention croissante agit sur les muscles et les veines musculaires afin de réduire le volume veineux contenu dans le mollet lui-même. De ce mode de contention émerge une problématique sur la prescription de nouvelles bandes élastiques ainsi que sur leur action mécanique qui n'est pas encore connue jusque-là.

IV-2. La compression

L'utilisation de matériaux textiles de compression appliqués en thérapie consiste à exercer une pression sur le membre du patient. Dans le cas des bio textiles de compression, tels que les bas et les produits de compression utilisés pour la cicatrisation, la plage de valeurs de la pression exercée est déterminée à partir du point de vue médical, et doit être maintenue sans aucune variation. Cette thérapie doit être efficace, en particulier dans la prévention et la guérison des cicatrices. Les textiles rigides ou élastiques fabriqués à partir d'étoffes tissés ou tricotés devraient être conçus, dans le cas de la cicatrisation, de telle sorte que la pression soit dans la fourchette de 20 à 25 mm Hg, sur la partie protégée du corps, et doit être porté par le patient pendant environ 23 heures par jour sur une période de six mois [2].

La compression est obtenue par l'utilisation d'une bande élastique. Des techniques de fabrication utilisent des textiles réalisés avec des fibres élastiques. Ce sont les forces de rappel élastiques de ces fibres qui vont agir d'une manière active sur la jambe. Au repos elle exerce une pression variable qui dépend de plusieurs facteurs. Dans ce cas précis, il est très utile et même indispensable d'appliquer des pressions qui vont se situer dans les normes admissibles. Les publications dans ce domaine paraissent surtout dans les revues spécialisées rares et les travaux sont peu accessibles aux médecins et aux soignants.

La thérapie par compression à l'aide d'un bandage est un ancien traitement utilisé depuis très longtemps pour traiter les varices et les ulcères de jambe. Le terme compression pourrait être défini comme étant le serrage d'une partie du

corps par l'influence d'une action mécanique. Le but de la compression en thérapie, dans le traitement des varices est de fournir une pression externe qui s'oppose à la pression hydrostatique et apporte des aides mécaniques pour le retour du sang veineux de bas en haut du corps [3]. Il existe plusieurs types de produits de compression qui sont utilisés pour appliquer une pression sur le membre inférieur, y compris les bandages, les bas médicaux de compression. Tous ces dispositifs de compression sont utilisés pour traiter les veines des jambes et d'empêcher leur réapparition à l'avenir [4].

Dans une récente revue systématique de la littérature sur la thérapie de compression et les ulcères veineux, O' Meara et al, ont confirmé que la compression favorise les taux de guérison pour les maladies des veines et des ulcères, comparé à l'absence de compression, la compression élevée est plus efficace que la compression modérée (38 mm Hg). Dans les travaux de Nelson et al, ont été publiées des données sur l'utilisation de la compression pour prévenir l'apparition des ulcères veineux. Ces auteurs ont aussi confirmé que l'apparition des ulcères peut être diminuée avec l'utilisation de la compression élevée par rapport à la compression faible, mais il n'existe aucune preuve que la compression élevée est plus efficace que la pression modérée pour la prévention (mais il y a peu d'études disponibles sur ce sujet).

IV-3. Le traitement progressif

Les travaux ont touché deux aspects de traitement (progressif et dégressif), les plus envisagés par les spécialistes de ce domaine de santé en relation avec les spécialistes de la technologie textile. La compression progressive est une pression réduite de 20 à 30 % en allant de la cheville vers le dessous du genou, elle est sensée aider le retour sanguin vers le cœur ; elle se produit naturellement quand une compression est appliquée à un membre de proportions normales, en vertu de la loi de Laplace.

IV-4. Le traitement dégressif

La compression dégressive est naturellement obtenue en appliquant un bandage avec une tension constante en allant de la cheville vers le dessous du

genou, elle est obtenue grâce à la forme progressive du membre, en vertu de la loi de Laplace. Les deux méthodes ont le même objectif : la répartition uniforme de la pression appliquée. Les propriétés et les performances de chaque méthode sont tenues de se distinguer afin d'obtenir un comportement mécanique complexe dans le but de répartir la pression appliquée la plus uniforme possible.

Les développements dans ce domaine vont maintenant vers une personnalisation de la prescription et une adaptation de la contention - compression aux différents degrés d'insuffisance veineuse. Si la contention et la compression font aujourd'hui l'objet de beaucoup d'études, elles sont situées entre le domaine médical et le domaine textile. Un travail en collaboration entre ces deux domaines permettrait une meilleure compréhension des phénomènes mis en action dans l'application d'une contention.

IV-5. Effet de la compression

La thérapie de la compression est un traitement très efficace dont les mécanismes ne sont pas encore entièrement compris [5]. La compréhension actuelle des effets physiologiques de la compression a été abordée dans plusieurs travaux. Nous pouvons citer la diminution du diamètre des veines superficielles et profondes : Il en résulte une amélioration de pompage veineux, ce qui réduit le reflux veineux, en augmentant le flux vers le cœur et la redistribution du sang vers les parties centrales du corps [6]. Ces effets d'améliorer l'hypertension veineuse ambulatoire et le retour veineux sont les principaux objectifs du traitement.

Lord et Hamilton et Partsch [7] ont utilisé l'échographie Doppler pour mesurer la diminution du diamètre de la veine lorsqu'une pression externe est appliquée sur la jambe.

Partsch a montré que la pression comprise entre 10 - 15 mm Hg est suffisante pour diminuer le diamètre de la veine et augmenter le débit en position couchée [8].

Lord et Hamilton ont montré que les bandes médicales de compression conçues pour donner 20 - 30 mm Hg sont suffisantes pour réduire le diamètre des veines en position couchée. Néanmoins, les mêmes bandages n'ont pas d'effet

important sur les veines qu'elles soient superficielles ou profondes à la position debout.

Partsch a aussi montré que la pression de 50 à 70 mm Hg est suffisante pour boucher les veines des jambes au milieu du mollet dans les positions couchée et debout. Afin de rationaliser le besoin de bandages compressifs médicaux, les travaux de Partsch ont aussi montré que la pression externe de 40 mm Hg est capable de réduire le volume de sang de 30 % et, en même temps, d'augmenter le volume du sang dans le compartiment central du corps. Le principe physique derrière ces expériences est que les résultats de compression de diamètre réduit le volume veineux, ce qui signifie que la surface de la section transversale de la veine est réduite à son tour, ainsi que le volume du sang.

Downie et al. [9] ont montré en utilisant l'imagerie par résonance magnétique (IRM) que sans compression, les veines profondes sont parfois elliptiques en section transversale. En outre, ils ont prouvé que les veines superficielles non comprimées sont circulaires en section transversale et la grande veine est souvent elliptique. En outre, ils ont constaté que la grande veine se déplace longitudinalement comme une conséquence des forces exercées par compression. Cela se traduira par un problème dans l'alignement qui peut être détecté par l'IRM et l'échographie. Par ailleurs, ils ont constaté qu'un bandage conçu pour fournir 18-21 mmHg à la cheville peut provoquer une réduction moyenne de 64% du diamètre des veines profondes et 39% du diamètre des veines superficielles à la position couchée.

Cependant, Downie et al, n'ont pas été en mesure d'étudier les bandages et leurs effets sur les veines superficielles et sur les veines profondes à la position verticale car l'IRM ne peut pas fournir de résultats pour cette position. L'augmentation des contraintes de cisaillement des parois veineuses provoque la diminution de la vitesse du sang, donc le flux sanguin augmente dans les veinules ce que montre l'index de pulsation, qui est défini comme étant la différence entre la vitesse d'écoulement maximale et la vitesse d'écoulement minimale, celle-ci doit se situer au-dessus de la vitesse moyenne d'écoulement [10]. Ces effets sont plus fréquents dans les veines profondes.

V. Pression mesurée et pression optimale

La pression d'interface est utilisée pour se référer à la pression exercée par un dispositif de compression comme les bandes élastiques médicales sur une zone spécifique du membre inférieur. L'unité de pression utilisée dans le domaine médical est le millimètre de mercure (mm Hg), où 1 mm Hg = 133.33 Pa. Certains chercheurs estiment que pour avoir une efficacité lors de l'application des pressions extérieures, celles-ci doivent être supérieures à la pression intraveineuse afin d'étrangler les veines par intermittence et propulser le sang vers le haut. Mais c'est un risque majeur qui peut se répercuter sur des complications médicales, du fait qu'en ce moment il n'y a pas de maîtrise totale quant à la pose des bandages élastiques.

En revanche les pressions extérieures provoquées par les bandages doivent être en mesure de surmonter la résistance mécanique des parois des veines. Chez les personnes dont les veines de mollet sont inactives, la pression intérieure du sang est provoquée par la pression de la colonne du sang dans la position debout, par conséquent une pression allant de 70 à 90 mm Hg est nécessaire afin de parvenir à une pression efficace dans les régions de la cheville et du mollet quand la personne est en position debout Tableau n° 1. [11].

Tableau 1. Pression du sang dans la colonne veineuse en position debout [11]

Zones	Pressions (mm Hg)
Haut de la cuisse	30
Niveau moyen de la cuisse	40
Bas de la cuisse	50
Au-dessus du genou	60
Au-dessous du genou	70
Au niveau du tibia	80
Au niveau de la cheville	90

Peu de chercheurs ont tenté d'utiliser l'analyse par les éléments finis afin d'étudier la déformation des tissus de la jambe lorsque la compression est

appliquée [12]. Ces méthodes d'analyses devraient fournir aux chercheurs un outil de calcul pour simuler les résultats des différents profils de pression sur la circulation veineuse, ce qui les aidera à parvenir à un accord pour le profil de pression recommandée.

Dans la littérature médicale, la pression optimale est le plus souvent décrite par des pressions de 40 à 45 mm Hg au niveau de la cheville et de 15 à 20mmHg au niveau du genou [13]. Ces valeurs ne semblent pas avoir été confirmées par une étude scientifique. Une pression externe de 35-40 mm Hg à la cheville est nécessaire pour empêcher un éventuel étranglement des vaisseaux capillaires dans les jambes. Un essai clinique récent suggère que la pression ciblée de 40 mm Hg à la cheville n'est que bénéfique pour les patients de petite taille souffrant de maladies veineuses [14].

VI. Risques et complications

L'application des pressions dans le but d'un traitement thérapeutique peut dans certains cas réduire le diamètre des veines et par conséquent provoquer des complications liées à ce phénomène. Le sang ne circulera plus convenablement et cela entraîne l'apparition d'ulcères. Des niveaux élevés de compression peuvent endommager les tissus de la peau et provoquer la formation d'ulcères. Des études ont été menées sur les conditions de pression et le temps nécessaire pour endommager la peau sur des animaux, et il a été constaté que de fortes pressions pour une courte période de temps ou de basses pressions pour une longue période de temps, risque d'endommager la peau.

Actuellement, il n'existe aucune preuve clinique pour indiquer les niveaux de sécurité de compression qui pourraient être appliquées à un membre. Inverser le gradient de pression, c'est à dire des pressions externes plus élevées au mollet par rapport à la pression appliquée à la cheville, pourrait entraîner une réduction du retour veineux. Ce n'est pas une preuve clinique fiable car elle est basée sur la compréhension théorique de la physiologie humaine et de la physique.

VII. Classification

A l'heure actuelle, il n'existe pas de normes internationales relatives aux bandes de contention, élastiques ou rigides. Trois normes provisoires sont actuellement utilisées pour illustrer les travaux de recherche, il s'agit de la norme britannique, de la norme allemande et de la norme française. Ces normes indiquent les méthodes de test utilisées pour évaluer les différents aspects de la performance des bandes de contention à base d'étoffe tissée. Il faut noter que ces méthodes de test diffèrent selon les pays européens considérés. Selon les normes Européennes, on peut classer les pressions admissibles en quatre classes : La classe I (15 - 23 mm Hg), la Classe II (24 - 33 mm Hg), la Classe III (34 - 46 mm Hg) et la Classe IV (Sup 46 mm Hg). Il est important d'associer à la notion de pression, le coefficient d'allongement : une pression de 20 mm Hg à la cheville peut monter jusqu'à 24 - 36 mm Hg au cours de la marche suivant que le matériau est plus ou moins élastique. Les pressions indiquées correspondent à des périmètres moyens des membres, ils peuvent varier de 3 - 4 cm pour la même taille. La bande rigide n'exerce pas de pression au repos si elle est placée correctement, donc il n'y a pas de contre-indication.

La thérapie par la compression nécessite l'application des pressions les plus uniformes possible afin d'obtenir des résultats lors de traitement des œdèmes ainsi que d'autres troubles veineux et lymphatiques des membres inférieurs tels que les ulcères veineux des jambes. C'est une pratique complexe, elle nécessite un savoir-faire dans le domaine de la technologie textile et la fabrication de matériaux complexes. Afin de maîtriser leur application, nous avons utilisé la loi de Laplace pour estimer la pression dans une section de la jambe. L'insuffisance veineuse constitue donc la première cause de l'apparition des ulcères des jambes. Ce phénomène se constate surtout avec le vieillissement de la population et du fait d'une immobilité prolongée.

Beaucoup de travaux dans le domaine de la médecine et des soins en phlébologie confirment que les résultats obtenus dépendent principalement de l'uniformité de la répartition de la pression de la bande élastique. Etant donné qu'il y a une absence totale sur la classification définitive internationale concernant les bandages [15], nous citerons ici la classification des bandages faite par Drug Tariff

qui est résumée dans le Tableau 2. D'après ce tableau, on peut voir que seuls les bandages du type III sont classés comme bandages compressifs. Cependant, dans de nombreuses régions du monde, les bandages rigides à allongement court, de type II, sont utilisés pour produire des pressions élevées qui équivalentes aux bandages de type III, classe IV [16].

Tableau 2. Classification des bandages [16]

Type	Commentaires
I	Ces bandages sont appliqués pour l'absorption des liquides, légers et élastiques, ils appliquent peu ou pas de pression et sont généralement utilisés pour maintenir les pansements en place.
II	Ces bandages sont rigides et sont appliqués comme support pour soutenir les membres, ils appliquent une faible pression, néanmoins certains peuvent appliquer des pressions modérées.
III : classe I	Ils sont capables de fournir 12 à 17 mm Hg et sont utilisés pour appliquer une compression sur les patients ayant des maladies veineuses artérielles ou pour ceux qui ne peuvent pas supporter des pressions élevées.
III: classe II	Ces bandages sont en mesure de produire des pressions allant de 18 à 24 mm Hg.
III: classe III	Ces bandages sont en mesure de produire des pressions allant de 25 à 35 mm Hg et peuvent être utilisés pour le traitement des ulcères veineux.
III : classe IV	Ce sont des bandages ayant une grande valeur de pression et peuvent produire plus de 60mmHg au niveau de la cheville.

VIII. Les techniques de fabrication des bandes élastiques

Ce paragraphe est destiné à la compréhension de la structure des étoffes textiles utilisées dans ce travail. Il donne un bref aperçu sur le principe de fabrication et les notions de bases de calcul des caractéristiques mécaniques influençant l'étude que nous avons proposée.

L'industrie textile produit plusieurs types d'étoffes, toutes obtenues par des technologies différentes, nous pouvons citer deux grandes classes les plus répandues, ce sont le principe du tricotage et le principe du tissage. Leurs propriétés mécaniques et physiques sont différentes, c'est pour cette raison que les étoffes tissées et tricotées possèdent des domaines propres d'utilisation. Dans

ce contexte bien précis, on distingue deux produits utilisés pour le traitement des varices et des ulcères veineux, ce sont :

- Les bandes, rigides ou élastiques : elles sont obtenues par le principe du tissage que nous allons expliquer plus bas.
- Les bas et chaussettes qui sont des étoffes tricotée utilisés aussi pour le traitement thérapeutique par compression.

Le tissage est l'obtention d'étoffes textiles par l'entrecroisement réciproque de deux systèmes de fils disposés perpendiculairement l'un par rapport à l'autre. Les fils de chaîne, sont disposés le long du tissu et les fils de trame perpendiculairement aux fils de chaîne. Pour ce travail nous avons élaboré un plan technologique propre nécessaire pour la fabrication des échantillons qui englobe les opérations suivantes :

VIII-1. Le principe de bobinage

Cette opération consiste à fabriquer des bobines cylindriques tournantes ayant une certaine quantité de fil enroulé sous une même tension et s'effectue sur une machine dite bobinoir (Fig.2). Elle peut servir aussi comme assembleuse de deux ou plusieurs fils identiques ou différents, rigides ou élastique, de même diamètres ou de diamètres



Figure 2. Bobinage des fils de chaîne.
[Photo ATMT]

VIII.2. Le principe du tissage

C'est un procédé durant lequel s'effectue l'entrelacement des fils de chaîne avec les fils de trame suivant des paramètres préalablement installés. Pour fabriquer un élément de tissu, il est indispensable d'effectuer les opérations technologiques suivantes :

VIII-2-1. La formation de la foule

L'ensemble des fils de chaîne (Fig.3) constitue la nappe principale contenant tous les fils se trouvant dans le tissu. La nappe principale se divise ensuite en deux ou plusieurs nappes intermédiaires pour former un espace qu'on appelle la foule.



Figure 3. Formation de la foule.
[Photo ATMT]

VIII-2-2. L'insertion du fil de trame

Dans l'espace formé initialement est introduit un fil appelé fil de trame (Fig.4) dans la direction perpendiculaire aux fils de chaîne. L'introduction du fil de trame dans la foule est faite par une aiguille seulement unilatérale.

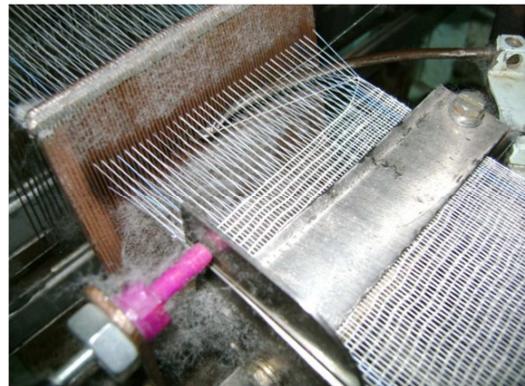


Figure 4. Insertion du fil de trame
[Photo ATMT]

VIII-2-3. Le déroulement des fils de chaîne

C'est une opération technologique (Fig.5) destinée pour alimenter le métier à tisser en fils de chaîne, dans ce cas précis, le principe des bobines tournantes permet l'utilisation de fils différents selon la nature et l'épaisseur, cela présente un avantage considérable le changement rapide des caractéristique des fils de chaîne, chose que



Figure 5. Déroulement des fils de chaîne
[Photo ATMT]

VIII-2-4. Le battage

C'est une opération destinée pour le déplacement du fil de trame (Fig.6) inséré dans la foule contre la façade du tissu pour former ainsi une certaine densité linéaire en trame et positionner ce dernier sous un angle de 90° par rapport à la direction de la chaîne.



Figure 6. Battage des fils de trame contre la façade du tissu. [Photo ATMT]

VIII-2-5. L'enroulement du tissu

Cette opération est destinée à l'évacuation de l'élément de tissu formé pour l'enrouler sur un rouleau d'étoffe (Fig.7).



Figure 7. Enroulement du tissu formé sur le rouleau d'étoffe. [Photo ATMT]

VIII-2-6. Structure d'une étoffe tissée

Les tissus appliqués dans cette étude se présentent sous forme de bandes de 10 cm de largeur, fabriquées toutes sur le même métier à tisser (Fig.8). La structure du tissu commence par l'étude en premier lieu des points de liage des fils de chaîne avec les fils de trame.



Figure 8. Echantillons d'étoffe. [Photo ATMT]

VIII-3. Le traitement du tissu

Le tissu enlevé du métier à tisser se trouve à l'état écru et n'est pas disposé pour l'utilisation finale car il est encore sous la forme rigide. Pour cette raison, il est indispensable d'ajouter une opération de traitement de la bande élastique au processus technologique de la fabrication de la bande élastique. A ce stade, ce traitement thermique confère au textile toutes les propriétés mécaniques nécessaires à son utilisation dans le domaine médical. C'est aussi dans ce passage que se fixe l'allongement de la bande élastique par un traitement thermique des fils de chaîne. Dans ce cas l'allongement est égal au rétrécissement lors du traitement. On peut donc définir l'allongement par l'expression suivante :

$$\Delta_l = \frac{l_1 - l_2}{l_2} = \frac{v_2 - v_1}{v_1} 100 \quad (\%) \quad (9)$$

Δ_l : Allongement (retrait) du tissu

l_1 : Longueur du tissu avant le traitement

l_2 : Longueur du tissu après le traitement

v_1 : Vitesse d'entrée du tissu pendant le traitement

v_2 , Vitesse de sortie du tissu pendant le traitement

Cette opération est aussi appelée fixation du retrait du tissu en chaîne.

IX- Identification des propriétés mécaniques des bandes élastiques

Quand un tissu est soumis à une tension uni-axiale ou bi-axiale, les interactions entre fils aux points de liage se traduisent par deux composantes, une composante allant le long du tissu ou longitudinale et une composante allant en travers le tissu ou transversale, ces deux composantes ne tiennent pas compte de la pression exercée par le tissu. En considérant le tissu comme un assemblage de faisceaux de fils, la fonction de densité de distribution des forces entre les différents fils dans le même faisceau est prévue sur la base de la distribution de la force des fils simples. Le modèle de tissus pour des allongements longs est très

difficile à élaborer avec une certaine précision du fait que le tissu fini est très instable et qu'il y a très peu de travaux publiés dans ce domaine.

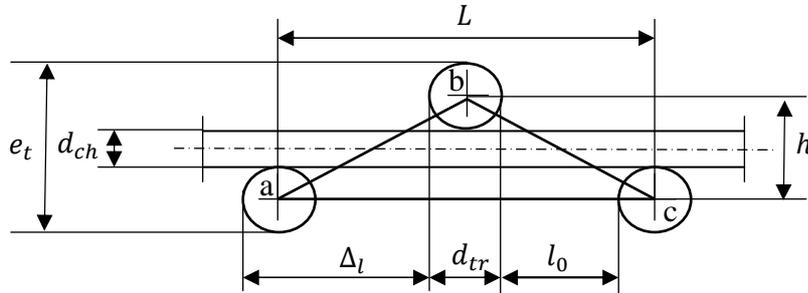


Figure 9. Longueur de tissu à l'état tendu

h : Distance en hauteur entre les axes de deux fils de trames

L : Distance entre deux duites voisines se trouvant sur le plan inférieur

Δ_l : Longueur d'un élément de tissu

d_{ch} : Diamètre du fil de chaîne

d_{tr} : Diamètre du fil de trame

l_0 : Distance entre deux fils de trame

e_t : Épaisseur du tissu

P_{tr} : Densité linéaire en trame

En considérant que la tension des fils de chaîne est dirigée le long de leurs axes et que la tension des fils de trame est dirigée également le long de leurs axes, la phase de la structure du tissu est caractérisées comme étant la géométrie du tissu suivant les différentes valeurs de la tension des fils des chaîne et de la valeur de la tension des fils de trame. En considérant aussi les diamètres des fils de chaîne et les diamètres des fils de trame, nous pouvons établir les relations suivantes :

$$d_{ch} + d_{tr} = 2d_m \quad (2)$$

Où d_m est le diamètre moyen des fils de chaîne et des fils de trame

$$ab = bc = \sqrt{\left(\frac{ac}{2}\right)^2 + h^2} = \sqrt{(d_{tr} + l_0)^2 + h^2} = \sqrt{\Delta_l^2 + h^2} \quad (3)$$

$$\Delta_l = \frac{1}{P_{tr}} \quad et \quad h = d_{ch} + d_{tr} \quad (4)$$

$$k = \frac{d_{ch}}{d_{tr}} \quad (5)$$

k : Coefficient de corrélation entre les fils de chaîne et les fils de trame

La géométrie du tissu est caractérisée par le coefficient de phase relatif à la relation entre la tension des fils de chaîne et la tension des fils de trame. La relation entre les deux efforts nous renseigne sur la phase du tissu. Cette caractéristique est très utile lors du choix de la tension appliquée sur le textile au moment de son application et c'est pour cette raison qu'il est important d'expliquer la notion de coefficient de phase. La structure du tissu se divise selon plusieurs phases, nous pouvons citer deux cas extrêmes où les fils de chaîne sont rectilignes et les fils de trame sont ondulés, alors nous aurons la relation suivante :

$$e_t = d_{ch} + 2d_{tr} \quad (6)$$

Les fils de trame sont rectilignes et les fils de chaîne sont ondulés, alors nous aurons une relation similaire suivante :

$$e_t = d_{tr} + 2d_{ch} \quad (7)$$

Si l'on désigne respectivement par h_{ch} et h_{tr} les hauteurs des ondes formées par les fils de chaîne et les fils de trame, alors nous obtenons :

$$h_{ch} + h_{tr} = d_{ch} + d_{tr} = 2d_m$$

$$h_{ch} = k_{hch} \cdot d_m \quad \text{et} \quad h_{tr} = k_{htr} \cdot d_m$$

A partir des coefficients k_{hch} et k_{htr} qui tiennent compte de la phase de structure du tissu, on en déduit que :

$$k_{hch} + k_{htr} = 2 \quad (8)$$

Deux cas limites extrêmes peuvent se présenter :

- 1^{er} cas où $k_{hch} = 2$ et $k_{htr} = 0$

- 2^{ème} cas où $k_{hch} = 0$ et $k_{htr} = 2$

Ce sont deux cas opposés, le premier cas est représenté par la Figure 9 où la tension des fils de chaîne est supérieure à la tension des fils de trame, de telle façon que tous les fils de chaîne soient sur le même plan et tous les fils de trame soient disposés de part et d'autre de la ligne médiane : une partie sur le plan supérieur et l'autre partie sur le plan inférieur ($k_{hch} = 2, k_{htr} = 0$).

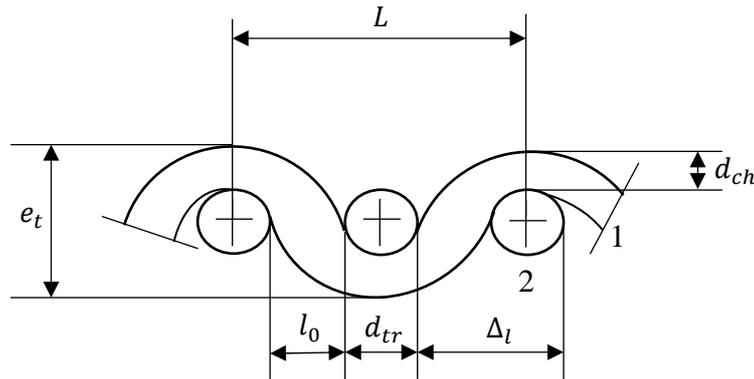


Figure 10. Longueur de tissu à l'état relâché

Le deuxième cas est représenté par la Figure 10, où tous les fils de trame se trouvent sur le même plan et les fils de chaîne se trouvent à leur tour de part et d'autre de la ligne médiane, c'est-à-dire une partie des fils de chaîne dans le plan supérieure et l'autre partie dans le plan inférieure ($k_{hch} = 0, k_{htr} = 2$). Entre les cas extrêmes, nous pouvons donc fixer plusieurs variantes où nous pouvons définir les structures du tissu selon le Tableau 3.

Tableau 3. Les différentes phases de la structure d'un tissu

k_{hch}	2	1.75	1.5	1.25	1	0.75	0.5	0.25	0
k_{htr}	0	0.25	0.5	0.75	1	1.25	1.5	1.75	2

Lors du choix des tensions appliquées pour l'étirage de la bande élastique lors de l'utilisation, il est important d'établir la relation entre la structure du tissu et la valeur de la pression appliquée. A ce moment-là nous pouvons prévoir les pressions obtenues sur la surface de la jambe par le pourcentage d'allongement inscrit sur la surface de la bande élastique.

X- Les principales caractéristiques mécaniques des bandes élastiques

Nous citerons dans ce paragraphe les paramètres technologiques qui influencent directement le comportement de la bande élastique lors de son utilisation comme matériau compressif. Nous donnerons également un bref aperçu des définitions des textiles utilisés dans cette étude.

X-1. Les textiles rigides

Un bandage rigide peut être obtenu en utilisant des matériaux non élastiques ou bien des couches multiples de matériaux élastiques. L'avantage d'un système rigide découle de sa capacité à rester dans son état initial et à résister aux changements au niveau de la géométrie des muscles du mollet durant l'exercice physique. Ceci engendre des pics de pression élevés de l'ordre de 60 à 80 mm Hg (la pression à l'effort). Ces pics de pression créent des occlusions veineuses intermittentes de courte durée qui, de manière très analogue à une soupape, sont censés réduire le reflux veineux et faire baisser l'hypertension veineuse. Quand la pompe des muscles du mollet est au repos (par exemple quand le patient est allongé), il ne se produit pas de pics de pression et la pression au repos est minime.

X-2. Les textiles élastiques

Les bandes élastiques, souvent appelées bandes à extension longue, contiennent des fibres en élasthane, qui leur confèrent la possibilité de s'étirer puis de retrouver leurs dimensions initiales. Ils peuvent maintenir une pression jusqu'à une semaine en raison de leur capacité d'adaptation aux changements affectant la forme et le mouvement du membre. En pratique, il se produit une légère réduction de la pression quand le patient est allongé car la circonférence diminue un peu quand les muscles sont détendus.

Il est déconseillé d'utiliser un seul bandage élastique pour appliquer une forte compression en raison du risque de lésions causées par la pression. Les systèmes à plusieurs couches apportent un rembourrage protecteur et c'est pourquoi on préfère les utiliser dans ce cas. Dans la plus part des études réalisées

dans ce domaine, toutes les bandes élastiques sont fabriquées à base de filaments élastiques, chimiques comme (Lycra), (Glospan), (Dorlastan) et toutes les fibres élastiques de la firme Spandex Fibers.

Ces fibres et fils contiennent environ 85 % de polymères de longue chaîne de polyuréthane segmenté [17]. Ces fils élastiques confèrent au tissu fabriqué une importante élasticité avec un module élevé, c'est pour cette raison qu'il faut bien tenir compte de ce facteur car le problème de risque et de complication est constamment soulevé dans la plus part de ces études. Lijing Wang et al ont conclu dans leur recherche que les bandes élastiques étudiés avaient une déformation résiduelle uniquement de 2 % seulement après trois semaines de relaxation [18]. Alors le port de ce type de bande élastique provoque des risques d'étranglement des veines, ainsi des complications peuvent apparaître le long du traitement thérapeutique.

X-3. Extensibilité

C'est la capacité de la bande à s'étirer lorsqu'une force est appliquée sur sa longueur. Les bandages peuvent être divisés en trois grandes catégories en fonction de leur extensibilité. Il existe des bandages rigides qui ne produisent aucune extension lorsqu'ils sont soumis à une force extérieure. Il existe aussi des bandages à extension courte, ils sont généralement faits de coton sans élastomères.

Ils fournissent environ 40 % d'extension lorsqu'ils sont soumis à des forces extérieures. Il existe encore des bandages à allongement long pouvant dépasser 140% de la longueur initiale car ils contiennent des élastomères. Néanmoins, les définitions des bandages à allongement court et des bandages à allongement long diffèrent entre les professionnels.

X-4. Elasticité

C'est la capacité d'un bandage à revenir à sa longueur initiale lorsque la tension est supprimée. En fonction de leur élasticité, les bandages peuvent être divisés en deux grandes catégories:

- Les bandages inélastiques: Ils sont généralement fabriqués en coton sans élastomères.

- Les bandages élastiques: ils contiennent des élastomères tels que le caoutchouc ou le lycra. Cette classification ne permet pas de fournir des informations sur la façon dont fonctionnent les bandages, elle fournit des informations pour savoir si un bandage reprend sa position initiale ou non. De nombreux chercheurs dans ce domaine ont tendance à utiliser les termes, bandages rigides, extensibles et élastiques.

X-5. Rigidité

C'est l'augmentation de la pression, par un centimètre de l'augmentation de la circonférence de la jambe [19]. Les chercheurs ont utilisé ce concept de la rigidité pour classer les bandages, ils ont proposé deux méthodes différentes pour évaluer la rigidité: l'indice de rigidité statique, qui est défini comme étant la différence entre la pression mesurée sous le bandage en position debout et en position couchée. Partsch et d'autres comme Mosti et Mattaliano [20] ont proposé un indice de rigidité statique de 10 mm Hg comme étant une ligne de différenciation entre les bandages inélastiques et élastiques.

L'indice de rigidité dynamique proposé par Wegen-Franken et al. [21] est défini comme étant l'augmentation de la pression lorsque la variation de la circonférence de la jambe est égale à 1 cm. L'importance de la rigidité réside dans le fait que les bandages ayant des rigidités différentes se comportent différemment dans des situations dynamiques lorsque la forme du membre change, l'activité musculaire change aussi en partant de la cheville vers le genou.

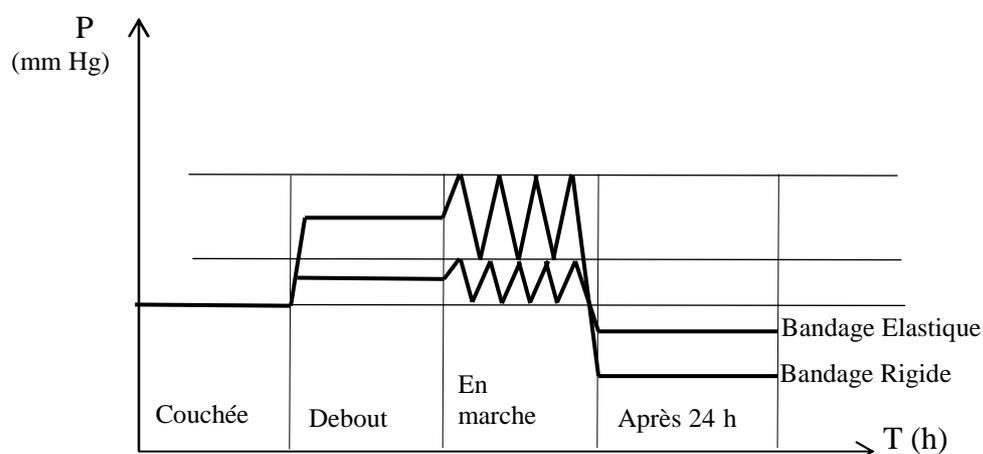


Figure 11. Changement de la pression par les bandages, rigide et élastiques.

La rigidité et l'hystérésis dans la relation tension-allongement dans des bandages compressifs sont censées avoir un impact majeur sur la pression d'interface produite par des bandages compressifs. Par exemple, les bandages à grande rigidité ou inélastiques produiront une faible pression au repos, en revanche, lors du mouvement, le muscle exerce une certaine pression contre le bandage rigide et ce dernier s'opposera d'une façon énergique et exercera des pressions élevée contre la surface du membre.

D'autre part, une faible rigidité (ou des bandages élastiques) aura de fortes pressions au repos et lors du mouvement, le muscle exerce une certaine pression contre le textile, comme ce dernier possède une certaine élasticité, celui-ci s'allonge et la pression exercée par le bandage contre la surface du membre diminue progressivement comme le montre la Figure 11.

XI- Pression mesurée

La pression mesurée à la surface médiale de la jambe, lorsque le patient est en position couchée est utilisé pour la classification des bandages. La classification au Royaume Uni, utilise les niveaux de pressions appliquées par des bandages de compression pour les diviser en quatre catégories différentes (Tableau 2). Partsch et al . ont recommandé une autre classification représentée dans le Tableau 4.

Tableau 4. Nouvelle classification des pressions (Partsch et al).

Classes	Niveau de pression (mm Hg)
Classe I, ou niveau faible	Moins de 20
Classe II, ou niveau moyen	20 - 40
Classe III, ou niveau fort	40 - 60
Classe IV, niveau très fort	Plus de 60

La classification des bandages en fonction de leur niveau de pression pourrait fournir une information facilement interprété par les cliniciens. Cependant, du point de vue technique, la pression induite est une variable qui dépend de plusieurs facteurs. La limitation de la définition de la pression

d'interface à un point particulier n'est pas basée sur des études cliniques, pour cela, la pression d'interface peut être définie comme la pression exercée par les matériaux textiles en contact avec la surface du membre.

XII- Types de bandages

Les bandages peuvent être classés, suivant qu'ils soient appliqués seuls ou avec d'autres matériaux.

- Les bandages de compression simple sont constitués d'un type de bandage de compression qui est généralement appliqué sur une couche de rembourrage.
- Les bandages multicouche constitué d'un certain nombre de bandages appliqués généralement l'un sur l'autre.
- Les systèmes de bandages à plusieurs couches qui se composent de trois à quatre différents types de bandages et au moins dont l'un des composants est un bandage à allongement court.
- Les systèmes de bandages à plusieurs couches qui se composent de trois à quatre différents types de bandages et aucun des composants ne possède un allongement court.

XIII- Facteurs influant sur la pression entre textile et surface de contact

XIII-1. Qualification des infirmières

Dans la pratique, on observe de grandes variations de la pression qui sont associées à la qualification des infirmières. Dans de nombreux cas, les praticiens sont incapables d'appliquer des bandages avec les valeurs optimales de pression, soit 40 - 45 mm Hg à la cheville. Keller et al. [22] ont montré que seulement 9.5 % (toutes ont plus de 10 ans d'expérience) ont été en mesure d'appliquer un bandage compressif avec la pression requise de 35-45 mm Hg en un point donné en position couchée.

Cependant, ce constat est passé à 31.7 % après avoir fourni aux infirmières une formation pratique de pose en utilisant un appareil de mesure lors de la pose

des bandages pour une durée allant de 10 à 14 semaines. Keller et al, ont rapporté qu'avant la formation 56.7 % d'infirmières ayant plus de 10 ans d'expérience dans ce domaine ont été capable d'appliquer des bandages avec des pressions insuffisantes avec des valeurs de moins de 20 mm Hg. Après la formation pratique, ce chiffre est réduit à seulement 3.3 %. Taylor et al, ont montré que seulement 31% des infirmières expérimentées ont pu appliquer des pressions de 35 - 45 mm Hg à 4 cm au-dessus du mollet du côté latéral, et au bout de deux semaines de pratique intensive ce chiffre a atteint 43 %. Ils ont aussi démontré que seulement 31 % des infirmières ont pu acquérir une bonne compétence sur l'application des bandages, dont les valeurs obtenues se situent entre 30-50 mm Hg à 4 cm au-dessus du mollet en bas du genou.

Nelson a rapporté dans son étude que sur 48 infirmières impliquées dans ces études, seulement 22.9 % étaient en mesure d'appliquer trois valeurs de pression avec un intervalle de 18-50 mm Hg. Cela a été amélioré par la formation pratique des infirmières. L'auteur a indiqué que la formation des infirmières a entraîné une amélioration significative du nombre d'infirmières qui ont obtenu de bons résultats lorsqu'elles ont utilisé un bandage à quatre couches. Avant cette intervention, seulement 29% des infirmières ont réussi à atteindre le gradient de pression acceptable, ce pourcentage s'élève à 60 % après la formation. Cependant, l'auteur n'a pas trouvé une amélioration significative de la pression appliquée à la cheville avec une pression moyenne de 31.5 mm Hg avant la formation et 30.1 mm Hg après la formation. Les deux valeurs sont inférieures à la pression de référence de 40-45 mm Hg.

XIII-2. Tension du textile

Selon la loi de Laplace, la pression sous le bandage est directement proportionnelle à la tension de ce dernier, mais inversement proportionnelle au rayon de courbure du corps sur lequel elle est appliquée. Afin d'utiliser la loi de Laplace pour estimer la pression sous le bandage, il est également nécessaire de considérer deux autres facteurs: la largeur de la bande (B) et le nombre de couches appliquées (N). La valeur calculée de la pression sous le bandage est la pression

moyenne qui sera exercée par un pansement sur une jambe dont la circonférence est connue.

XIII-3. Rigidité du textile

Nous avons montré plus haut que la rigidité du textile est un facteur très important dans l'application d'une compression sur la jambe et influe beaucoup sur la pression d'interface entre le textile en question et la surface du membre. Lee Wang et al, ont démontré dans leur études qu'il y avait pas de différence importante entre la pression d'interface obtenue par un bandage rigide et un bandage élastique avec les mêmes caractéristiques et les mêmes conditions d'application en position couché. En revanche ils ont observé une grande différence des mêmes bandages sous les mêmes conditions en position debout. Cette différence est beaucoup plus significative au niveau de la cheville et elle diminue niveau du mollet. Ils ont montré aussi que les bandages rigides provoquent de grandes différences de pression sur la jambe entre la position couchée et la position debout, ce qui n'est pas le cas pour les bandages élastiques.

XIV. Conclusion

D'après les résultats des travaux déjà fait dans ce domaine, une compression de l'ordre de 30 mm Hg sert uniquement à empêcher la dilatation des veines d'un certain diamètre et de prévenir ainsi l'apparition de varices et donc des ulcères d'origine veineuse. D'autre part pour obtenir des résultats concluants, certains chercheurs comme H. Partsch, ont recommandé l'application d'une pression en dessous du genou entre 20 et 25 mm Hg en position couché, une pression supérieure à 50 mm Hg dans la position assise et une autre de l'ordre de 70 mm Hg dans la position debout.

D'autres chercheurs ont conclu dans leurs travaux qu'au-delà de 60 mm Hg le niveau de pression est très fort et la probabilité de complication est très grande. Il est connu que pratiquement tous les textiles élastiques utilisés jusque-là pour les expérimentations sont fabriqués à base de matériaux élastiques ayant un grand module d'élasticité afin d'arriver à obturer une veine par intermittence. Nous remarquons aussi que les bas de compression ne sont pas aptes à produire des pressions progressives ou dégressives du fait de leur structure.

Par conséquent, nos travaux se baseront sur les conclusions des travaux déjà réalisés dans ce domaine afin d'étudier des structure textiles sous forme de bandes élastiques et d'améliorer leur comportement élastique lors de leur application. Se référant aux résultats des différents travaux y afférent et en complément nous utiliserons des fils crêpe élastiques dans le tissu afin de réduire progressivement la compression en fonction du temps d'application.

References bibliographiques

- [1] C.N. Etufugh and T.J. Phillips. Venous ulcers. *Clinics in Dermatology*. 25(1):121-130, 2007.
- [2] P.D. Coleridge-Smith. Leg ulcer treatment. *Journal of Vascular Surgery*. 49(3):804-808, 2009.
- [3] S. O'Meara, N.A. Cullum, and E.A. Nelson. Compression for venous leg ulcers. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. (1), 2009.
- [4] E.A. Nelson, D.R. Harper, R.J. Prescott, B. Gibson, D. Brown, and C.V. Ruckley. Prevention of recurrence of venous ulceration: randomized controlled trial of class 2 and class 3 elastic compression. *Journal of Vascular Surgery*. 44(4):803-808, 2006.
- [5] H. Partsch. Mechanism and effects of compression therapy. In J.J. Bergan, editor, *The Vein Book*, pages 103-109. *Elsevier Academic Press*, San Diego, CA. 1st edition, 2007.
- [6] H. Partsch. Do we still need compression bandages? Haemo dynamic effects of compression stockings and bandages. *Phlebology*. 21(3):132-138, 2006.
- [7] R.S.A. Lord and D. Hamilton. Graduated compression stockings (20-30mmHg) do not compress leg veins in the standing position. *ANZ Journal of Surgery*. 74(7):581-585, 2004.
- [8] B. Partsch and H. Partsch. Calf compression pressure required to achieve venous closure from supine to standing positions. *Journal of Vascular Surgery*. 42(4):734-738, 2005.

-
- [9] S.P. Downie, D.N. Firmin, N.B. Wood, S.A. Thom, A.D. Hughes, J.N.H. Wolfe, and X.Y. Xu. Role of MRI in investigating the effects of elastic compression stockings on the deformation of the superficial and deep veins in the lower leg. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 26(1):80-85, 2007.
- [10] S.P. Downie, S.M. Raynor, D.N. Firmin, N.B. Wood, S.A. Thom, A.D. Hughes, K.H.Parker, J.H.N. Wolfe, and X.Y. Xu. Effects of elastic compression stockings on Walls hear stress in deep and superficial veins of the calf. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. 294(5):H2112-2120, 2008.
- [11] C. Moffatt. Compression Therapy in Practice. Wound UK. Publishing. 1st edition, 2007.
- [12] G. Dai, J.P. Gertler, and R.D. Kamm. The effects of external compression on Venous blood flow and tissue deformation in the lowerleg. *Journal of Biomechanical Engineering*.121(6):557-564, 1999.
- [13] A. Coull, D. Tolson, and J. Mcintosh. Class-3c compression bandaging for venous ulcers: comparison of spiral and figure-of-eight techniques. *Journal of Advanced Nursing*. 54(3):274-283, 2006.
- [14] D.J. Milic, S.S. Zivic, D.C. Bogdanovic, M.M. Jovanovic, R.J. Jankovic, Z.D. Milosevic, D.M. Stamenkovic and M.S. Trenkic. The influence of different sub-bandage pressure values on venous leg ulcers healing when treated with compression therapy. *Journal of Vascular Surgery*. 51(3), 2010.
- [15] M. Clark. Compression bandages: principles and definitions. *EWMA* , Position document. Understanding compression therapy. pages 5-7, 2003.
- [16] H. Partsch, M. Clark, G. Mosti, E. Steinlechner, J. Schuren, M. Abel, J. Benigni, P. Coleridge-Smith, A. Cornu-Thenard, M. Flour, J. Hutchinson, J. Gamble, K. Issberner, M. Juenger, C. Mo att, H.A.M. Neumann, E. Rabe, J. F. Uhl, and S.

-
- Zimmet. Classification of compression bandages: Practical aspects. *Dermatologic Surgery*. 34(5):600-609, 2008.
- [17] B. Gajanan, C. Subhash, and Y. Simon, Thermal Properties of Elastic Fibers. *Thermochim. Acta*, 367-368, 161-164 (2001).
- [18] L.Wang , M.Felder and Y. Cai Jackie, Study of Properties of Medical Compression Fabrics. *Journal of Fiber Bioengineering & Informatics*. 4:1 15-22, 2011.
- [19] H. Partsch. Understanding the pathophysiological effects of compression. *EWMA Position Document*. Understanding compression therapy. London: MEP Ltd, pages 2-4, 2003.
- [20] G.B. Mosti and V. Mattaliano. Simultaneous changes of leg circumference and Interface pressure under different compression bandages. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*. 33(4):476-482, 2007.
- [21] C.P.M. Wegen-Franken, P. Mulder, B. Tank, and H.A.M. Neumann. Variation in the dynamic stiffness index of different types of medical elastic compression stockings. *Phlebology*. 23(2):77-84, 2008.
- [22] A. Keller, M.L. Muller, T. Calow, I.K. Kern, and H. Schumann. Bandage pressure measurement and training: simple interventions to improve efficacy in compression bandaging. *International Wound Journal*. 6(5):324-330, 2009.

Chapitre 2

*Caractérisation des textiles de
compression*

I. Introduction

La torsion des fils de chaîne, le compte en trame du tissu et le diamètre ou la densité linéique du fil de trame sont les trois principaux paramètres technologiques de fabrication de la bande élastique crêpe. Ces trois facteurs influent directement sur les propriétés essentielles de cet article textile. Les résultats obtenus constituent une base de données nécessaire pour exploiter d'une manière rationnelle la technologie de fabrication des bandes élastiques et leur utilisation dans le domaine médical [1].

Les valeurs définies montrent les limites exactes de ces facteurs de production à partir desquelles les échantillons fabriqués possèdent des propriétés qui répondent probablement aux exigences imposées par le domaine d'utilisation. Mais, à l'échelle industrielle, certaines données vont être changées pour des raisons économiques et de qualité, donc il s'agit surtout de fabriquer un produit de qualité avec des dépenses les plus réduites possibles. C'est pour cette raison qu'il est, tout d'abord, nécessaire de choisir l'ensemble des paramètres technologiques de production. Ces paramètres ont été étudiés lors des travaux précédents réalisés dans le cadre du mémoire de magister.

II. Paramètres technologiques

II-1. Choix des taux de torsion des fils de chaîne

La torsion assure la cohésion entre les fibres ou entre les filaments d'un fil, elle peut également modifier son aspect lorsqu'on applique des taux allant au-delà des valeurs habituelles, dans ce cas, on crée « l'effet crêpe » c'est ce qui caractérise la technique de fabrication de la nouvelle bande élastique proposée dans ce travail de recherche.

Les propriétés mécaniques des fils sont étroitement liées à l'importance et à la régularité de la torsion, ce qui implique un bon choix et un contrôle précis de ce paramètre [2]. Mais le faible rendement du processus technologique de retordage constitue un inconvénient pour une telle fabrication industrielle, néanmoins, dans notre travail actuel, il s'agit d'ajouter 50 % des fils fortement retordus dans le tissu.

On sait que le rétrécissement des fils textiles est directement lié au taux de torsion, donc la productivité des fils crêpes est inversement proportionnelle à la grandeur du taux de torsion. Il est clair que les forts taux de torsion ne sont pas économiques, donc il est nécessaire de diminuer la valeur du taux de torsion des fils de chaîne jusqu'à environ 900 t/m. Comme le taux de torsion dépend énormément du diamètre du fil, il est évident que l'emploi de fil de diamètre important est plus avantageux sans pour autant négliger les autres propriétés de l'étoffe telle que la masse qui influe sur le prix de revient, ce sont là quelques suggestions pour diminuer les coûts de fabrication de la nouvelle bande élastique [3].

Ce sont donc les filés cardés de densité linéique moyenne qui doivent être adaptés pour leurs propriétés mécaniques acceptables, ces fils sont disponibles sur le marché national à des prix abordables. Dans notre étude nous avons choisi les fils de numéro-métrique égal à 28 m/g (36 Tex) pour la fabrication de la chaîne. Nous avons proposé, une série de taux de torsion que nous avons installée sur le continu à filer [4], sont montrées dans le (Tableau 1). K_1, K_2, \dots, K_6 sont les taux de torsions des fils destinés pour la fabrication des échantillons de tissu 1, 2, ..., 6.

Tableau 1. Désignation des échantillons et taux de torsion

K_1 ($K_{1S} + K_{1Z}$)	K_2 ($K_{2S} + K_{2Z}$)	K_3 ($K_{3S} + K_{3Z}$)	K_4 ($K_{4S} + K_{4Z}$)	K_5 ($K_{5S} + K_{5Z}$)	K_6 ($K_{6S} + K_{6Z}$)
700	850	900	950	1050	1200

II-2. Contrôle de la torsion sur les échantillons fabriqués

Après la fabrication des fils, il est utile de vérifier la régularité de la répartition du taux de torsion. La méthodologie de cette analyse consiste à déterminer le nombre de tours sur une longueur de 1 m d'un échantillon de fil par la méthode de la détorsion poussée jusqu'à ce que les éléments constitutifs du fil deviennent parallèles, cet essai est réalisé sur un appareil appelé torsiomètre.

L'éprouvette de fil, préalablement conditionnée, est saisie entre deux pinces du torsiomètre, la première ne peut pas tourner, mais seulement glisser le long d'une règle graduée. Cela permet de déterminer le raccourcissement du fil suite à la torsion. La seconde occupe une position fixe, elle peut tourner autour de son axe, le nombre de tours est lu sur

un compteur. On compte le nombre de tours de la pince jusqu'à l'obtention de fils parallèles, et connaissant la longueur de l'éprouvette, on en déduit la torsion, elle est exprimée en tours par mètre à l'aide de la formule suivante : $K = 10n$ (t/m), où n est la lecture sur le torsiomètre.

II-3. Vérification de la masse linéique

La détermination de la masse linéique des fils se fait par la pesée d'une longueur donnée d'une éprouvette sous forme des échevettes de un mètre, préalablement conditionnées sur un dévidoir sous une faible et constante tension. Il faut ensuite peser chaque éprouvette à l'aide d'une balance de précision et calculer la masse linéique du fil, exprimée en Tex, par la formule suivante:

$$T = G/L \text{ (Tex)}, \quad (1)$$

où : G et L sont respectivement, la masse en (g) et la longueur en (km).

II-4. Vérification du diamètre du fil de trame

La détermination du diamètre apparent du fil se fait par un microscope à projection qui fournit une image agrandie de l'éprouvette sur un écran. Il faut placer une éprouvette de fil, préalablement conditionnée, entre deux lames sous une faible tension, procéder ensuite à l'examen microscopique de la préparation et mesurer la largeur du profil de fractions du fil projeté sur l'écran du microscope au moyen d'une règle micrométrique. Connaissant le grossissement, on détermine ainsi le diamètre apparent des fractions du fil projetées par la formule suivante :

$$d_f = \frac{\text{lecture}}{\text{grossissement}} \text{ (mm)}, \quad (2)$$

II-5. Traitement des résultats

A partir de la moyenne arithmétique \bar{X} , de l'écart type σ et du coefficient de variation C_v [5], la méthode de calcul est basée sur les paramètres suivants :

- X_{max} : Valeur maximale
- X_{min} : Valeur minimale

- E : Etendue
- K : Nombre de classe
- $\Delta_X = \frac{E}{K}$: Intervalle de classe
- N : Nombre d'essais
- n_i : Fréquence absolue
- X_i^0 : Centre de classes
- X_0^0 : Valeur du centre de classe où la déviation est égale à (o)
- La déviation $\mu_i = \frac{X_i^0 - X_0^0}{\Delta_X}$
- Le moment d'ordre 1 $M_1 = n_i \cdot \mu_i$
- Le moment d'ordre 2 $M_2 = n_i \cdot \mu_i^2$

$$\text{Moyenne arithmétique} \quad \bar{X} = X_0^0 + \left(\frac{\Delta X}{N} M_1 \right) \quad (3)$$

$$\text{Ecart type} \quad \delta = \Delta X = \sqrt{\frac{M_2}{N} - \left(\frac{M_1}{N} \right)^2} \quad (4)$$

$$\text{Coefficient de variation} \quad C_v = \frac{\delta}{\bar{X}} 100 \quad (5)$$

Les résultats des calculs statistiques sur la torsion des fils de chaîne, la masse linéique des fils de chaîne retordus et le diamètre des fils de trame sont portés sur le Tableau 2.

Tableau 2. Résultats des analyses statistiques : torsion, masse linéique et diamètre

Paramètres	\bar{X}	δ	C_v
La torsion des fils de chaîne (K_{1s} et K_{1z})	675	85.1	5.77
Masse linéique (T_{ch})	35.6	2.1	5.75
Le diamètre des fils de trame (d_{tr})	0.4	0.03	7.4

III. Choix des textiles

Les travaux qui ont précédé cette étude ont traité en finalité trois articles de trois classes différentes dans la composition de la matière première. Il s'agit de la bande élastique crêpe fabriquée avec du coton en chaîne et en trame au taux de 100 %, de la bande élastique fabriquée sur la base du polyamide texturé en chaîne et du

coton en trame ainsi que de la bande élastique, fabriquée avec des fils de chaîne guipés et de la trame en coton.

Dans chaque partie nous avons fabriqué et analysé un certain nombre d'échantillons que nous ne pouvons guère mentionner dans cette thèse car ce n'est pas l'objet de notre présent travail, mais nous avons porté les résultats principaux qui sont les données de base dans ce travail de recherche. Les données utilisées sont le résultat du comportement pendant l'usage des trois types d'article étudiés AT1, AT2, AT3.

Sur la base de ces résultats, nous avons dégagé trois modèles définitifs qui vont servir pour nos essais lors de la modélisation et des calculs théoriques des pressions, ainsi que lors des vérifications expérimentales des pressions exercées sur la surface de la jambe. Les résultats des tests sur ces trois articles sont commentés dans les paragraphes (III-1), (III-2) et (III-3) ci-dessous.

III-1. Article textile AT1

La Figure 1 [7, Introduction Générale] montre le comportement pendant l'usage de la bande crêpe avec une tension initiale de : $T_i = 650$ cN et une tension finale de : $T_f = 548$ cN. Les résultats obtenus sont très intéressants pour les utilisateurs de ce produit du fait que la tension diminue au fur et à mesure de son utilisation. Ce comportement mécanique est dû à la structure des fils de chaîne qui décrivent un modèle viscoélastique.

Ce phénomène présente un important avantage dans l'utilisation de cet article pour le traitement thérapeutique des varices. La diminution est presque constante pendant environ une période de 8 heures, ensuite celle-ci se stabilise jusqu'à la fin des expériences.

Après 8 heures d'utilisation la tension chute de 15.69 %. L'utilisation d'une telle structure ne nécessite pas de surveillance stricte du patient car le textile appliqué sous une tension recommandée n'endommage en aucun cas les cellules extérieures de la jambe et ne provoque pas d'étranglement des veines qui constitue la principale cause des complications.

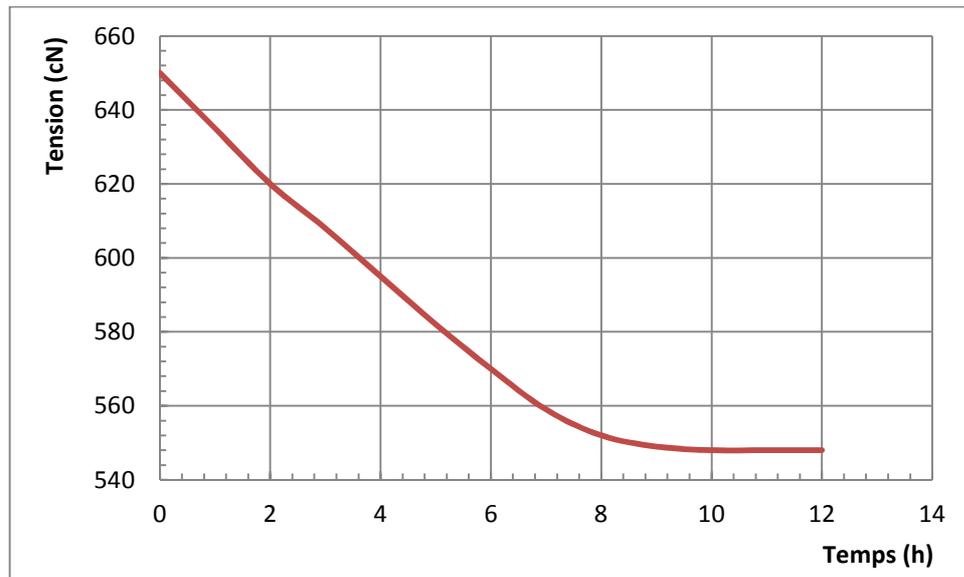


Figure 1. Variation de la tension de l'article AT1

III-2. Article textile AT2

Avec une tension initiale de $T_i = 650$ cN, la bande élastique en nylon (polyamide) présente une diminution rapide de la tension après environ de 2 heures seulement. Après 8 heures, on enregistre une diminution de 25.39 % de la tension initiale, soit une tension finale de : $T_f = 485$ cN comme le montre la Figure 2. Le comportement mécanique de ce textile est semblable aux textiles rigides comme les bandes gaze inélastiques. La faible élasticité est obtenue par un traitement thermique des fils de chaîne en polyamide texturé, ainsi l'élasticité obtenue disparaît instantanément après un très court laps de temps.

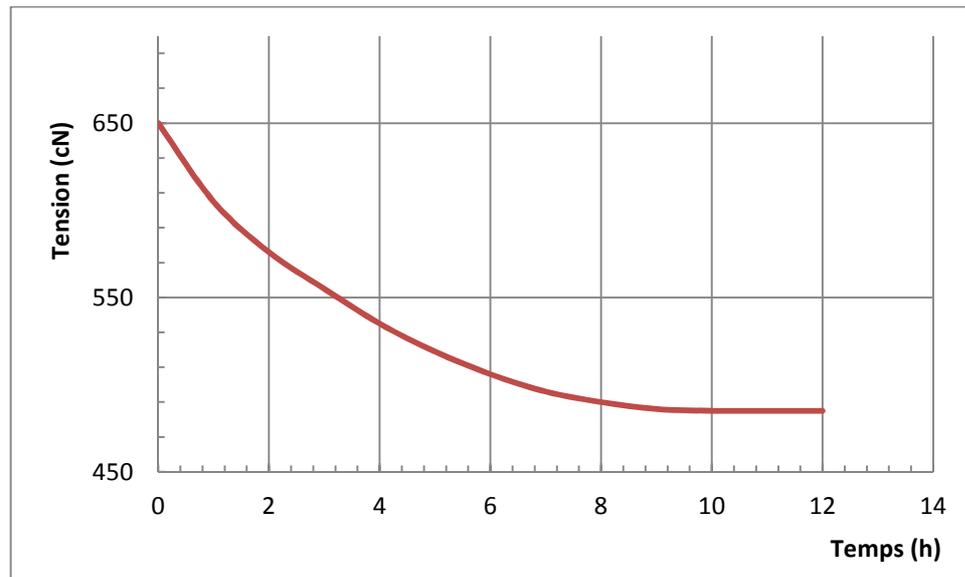


Figure 2. Variation de la tension de l'article AT2

III-3. Article textile AT3

La Figure 3 montre une diminution de la tension initiale de $T_i = 650$ cN à $T_f = 602$ cN soit une diminution de 7 %. Cela signifie que cette bande élastique exerce un effort très important lors de son application, c'est pour cette raison que des mesures strictes doivent être adoptées lors de son utilisation en milieu hospitalier. Ainsi l'utilisation de cet article doit se faire sous surveillance permanente afin d'éviter d'éventuelles complications qui seront dues à l'étranglement des veines.

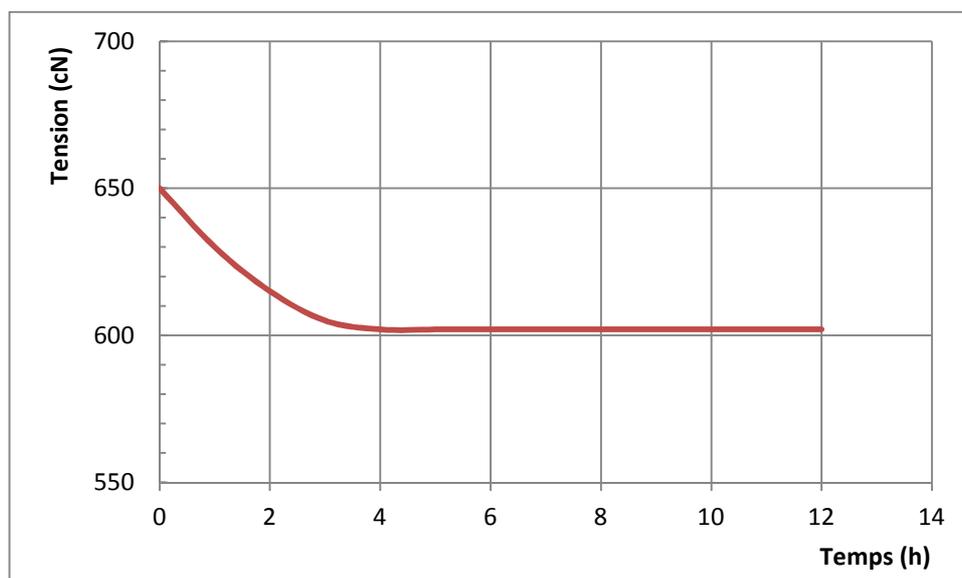


Figure 3. Variation de la tension de l'article AT3

En conclusion, on peut noter que Les bandes élastiques énumérées ont faits l'objet de plusieurs travaux de recherche dans le département textile de l'université de Boumerdes. Certains travaux ont été menés dans le cadre de la réalisation des mémoires de fin d'études, d'autres dans le cadre des projets de recherche universitaires, les résultats de l'ensemble de ces travaux nous ont permis d'avoir des données sur le comportement physico-mécanique de ces trois articles AT1, AT2, AT3.

IV. Rappels sur les traitements thérapeutiques

La thérapie de la compression est un traitement thérapeutique largement utilisé dans les maladies des veines de la jambe, elle a été utilisée sous une forme ou une autre depuis plus de 300 ans. Le mode d'action n'est pas clairement compris, mais on suppose que l'application d'une pression externe sur le muscle du mollet et sur toute la jambe augmente la pression interstitielle, diminue la pression veineuse superficielle et améliore le retour du sang.

Dans toute la littérature existante dans ce domaine, on parle de deux grandes classes de textiles appliqués comme support compressif pour le traitement thérapeutique des varices et des ulcères veineux des jambes, il s'agit des textiles rigides et des textiles élastiques. Les deux types d'échantillons sont utilisés selon leur disponibilité comme matériaux pour de multiples investigations dans ce domaine [6].

Il y a beaucoup de résultats du point de vue clinique lors de l'utilisation des bandages compressifs, mais très peu de travaux sur la recherche de nouveaux matériaux avec de nouvelles structures de base, spécialement étudiées pour ce domaine, autrement dit il y a un manque de travaux de recherche sur le textile lui-même comme matériaux de base. La compression classique utilisée à l'heure actuelle dans le traitement de l'insuffisance veineuse répond au principe de la dégressivité, c'est-à-dire que : les pressions sont maximales au niveau de la cheville puis diminuent en remontant vers le mollet. On parle de contention dégressive. Cependant, le principe de la dégressivité découle du fait que lorsqu'on applique des bandages sur la jambe avec une tension uniforme, au fur et à mesure de monter vers

le haut le diamètre de la jambe diminue, ainsi théoriquement la pression augmente. On parle aussi de contention progressive avec des pressions plus petites au niveau de la cheville et plus fortes au niveau du mollet.

Toutefois, aucun des modèles mathématiques utilisés n'a permis à ce jour de comprendre comment les pressions appliquées sur le mollet facilitent le retour veineux. Ainsi, théoriquement, en appliquant sur la jambe des pressions variant de façon dégressive vers le haut, on augmente donc le débit en créant un gradient de pression P . Dans la pratique, des modèles plus complexes prenant en compte les interactions fluide-structure seraient nécessaires car, même si en première approximation l'écoulement du sang dans les veines se fait au repos en régime stationnaire sans déformations dynamiques de la paroi des vaisseaux, cela n'est plus valable lorsque le corps est en mouvement.

Dans ce dernier cas, les déformations élastiques des parois veineuses et les actions musculaires engendrent localement des accélérations et décélérations du sang dont la modélisation n'a encore jamais été abordée. La relation entre la distribution des pressions externes appliquées sur la peau de la jambe et les pressions internes ressenties sur les parois des veines n'est pas linéaire, contrairement à ce que suppose la théorie de la dégressivité. L'élasticité des tissus engendre une diminution du rayon des veines sous l'effet de la pression, donc une baisse de débit.

D'après de nombreuses investigations, les textiles rigides ont un avantage qui se traduit par le fait qu'ils exercent une grande pression en mouvement, ainsi la force de propulsion du sang est considérable, le sang circule mieux, mais à des intervalles bien déterminés, tandis que, au repos il n'y a pratiquement aucune pression exercée sur le membre, autrement dit l'intervalle de variation de la pression est très grand [7].

D'autre part, les textiles élastiques réagissent instantanément à la pression interne des muscles de la jambe y compris pendant le repos, néanmoins d'autres facteurs rentrent en jeu en particulier la géométrie de la jambe et l'importance des dimensions moyennes qui varient d'une personne à une autre [8]. La pression exercée par les deux types de bandages n'est jamais dans un intervalle jugé utile pour apporter une aide efficace pour les patients, il y a toujours des variations plus

ou moins considérables de la pression appliquée [9]. Ces changements peuvent causer des complications par la suite.

Etant donné que de nombreux spécialistes dans le domaine clinique confirment actuellement que le phénomène de la compression médicale n'est pas encore maîtrisé, cela signifie que la collaboration entre les spécialistes dans ce domaine du côté médical et les spécialiste du domaine textile n'existe pratiquement pas, ou si elle existe on ne voit pas leurs travaux publiés dans les journaux.

La connaissance du comportement des tissus rigides et élastiques est devenue une nécessité pour répondre à ce phénomène. A ce titre, nous avons présenté dans ce chapitre le comportement mécanique des fils et des bandes élastiques et les modèles retenus pour les expérimentations et pour les simulations des compressions.

V. Choix du modèle principale

Une préférence accrue du marché national nécessite la conception d'un bandage qui soit à la fois rigide et élastique. A partir de cette hypothèse, et suite à beaucoup de travaux menés sur ces matériaux, nous proposons un bandage sur la base du modèle mécanique illustré dans la figure 1, qui décrit à la fois l'élasticité et la relaxation.

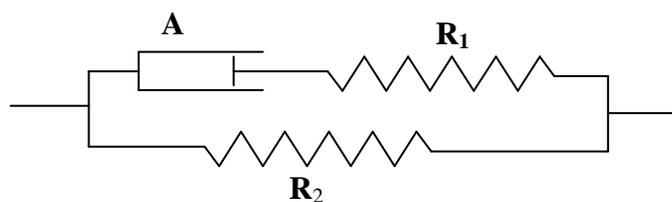


Figure 4. Représentation du modèle rhéologique de ZENER

Ce modèle est composé d'un modèle de Maxwell et d'un ressort (apportant l'élasticité instantanée) assemblés en parallèle ; le modèle le plus simple prédisant à la fois le fluage et la relaxation de contrainte, simule de façon satisfaisante un matériau souple, il se compose de deux parties :

Une partie est représentée par un amortisseur purement visqueux (A) et un ressort mis en série comme l'indique la Figure 1. La contrainte totale est donnée par la formule (4), tandis que la déformation totale est représentée par la formule (5).

$$\sigma_{Totale} = \sigma_A = \sigma_R \quad (4)$$

$$\gamma_{Totale} = \gamma_A + \gamma_R \quad (5)$$

Les contraintes dans l'amortisseur et le ressort sont respectivement représentées par les formules (3) et (4).

$$\sigma_A = \mu \cdot \gamma \quad (6)$$

$$\sigma_R = E \cdot \gamma \quad (7)$$

E : Module d'élasticité du ressort

μ : Coefficient de viscosité de l'amortisseur représentant un fluide newtonien

L'autre partie est représentée par un ressort, dans ce cas précis la contrainte est proportionnelle à la déformation et l'allongement est réversible. Au-delà d'un certain point on se retrouve dans le domaine plastique, qui correspond à un comportement non linéaire et irréversible. L'ensemble des points expérimentaux, présenteront toujours quelques écarts par rapport à cette idéalisation [10]. Ces écarts proviennent à la fois des imprécisions expérimentales et de l'approximation du modèle théorique.

Le modèle élastique linéaire correspond à cette première phase de la réponse du matériau. Dans le cas monodimensionnel ce modèle est donc constitué par deux facteurs :

- Une relation linéaire entre la contrainte et la déformation
 $\sigma = E \varepsilon$ où E : module d'Young et ε : allongement relatif
 C'est la loi élastique propre. (loi de Hook)

- Une condition de validité
 $\sigma \leq \sigma_e$ où σ_e : limite d'élasticité

Le modèle élastique est réversible, donc sans dissipation. Dans le cadre de la mécanique des milieux continus en petites perturbations ceci se traduit simplement par la formule (8).

$$W = \sigma_{ij} \cdot \varepsilon_{ij} \quad (8)$$

Où σ_{ij} - Contrainte
 ε_{ij} - Déformation

Il est donc naturel de supposer que l'énergie W est simplement fonction de la déformation, on en déduit alors simplement que la contrainte s'obtient par dérivation de la fonction énergie W par rapport à la déformation. L'énergie doit être positive: il faut fournir de l'énergie pour déformer le matériau (si tel n'était pas le cas, il se déformerait spontanément - on évoque ici traditionnellement la stabilité du matériau).

V-1. Proposition de modèles pour l'étude

Le modèle de la Figure 4 nous emmène vers l'utilisation de fils de chaîne parfaitement élastiques dans le rapport d'armure en combinaison avec les fils crêpe suivant un ordre bien déterminé répondant au modèle retenu. La particularité du tissu proposé dans cette recherche est la bande crêpe, elle est définie par l'utilisation du coton en chaîne et en trame.

Dans ce cas les propriétés élastiques sont obtenues par l'application du phénomène de torsion pour 2/3 des fils de chaîne, et par un traitement chimique approprié pour, d'une part relaxer le tissu écru, et d'autre part lui conférer certaines propriétés mécaniques que nécessite ce type de produit [11], et par l'utilisation de 1/3 de la chaîne en mode parfaitement élastique.

D'après les résultats précédents, la bande élastique en coton présente des qualités d'hygiène meilleures et peut être portée en toute sécurité du fait que la force élastique engendrée diminue avec le temps et ne provoque en aucun cas des

complications dues aux pressions élevées. Dans ce domaine bien spécifique, le tissu devra être conçu de telle façon que l'élasticité doit persister le plus longtemps possible lors de son utilisation sans toutefois gêner la circulation du sang dans les veines. Jusqu'à ce jour, il n'existe pas de norme fixant les forces d'extension, ni les allongements, ni même les limites de qualité lors de la commercialisation des bandes élastiques [12].

Mais du point de vue médical, le facteur temps joue un rôle très important, alors le comportement mécanique des bandes extensibles fabriquées sur la base du coton à 100% répondent parfaitement à cette exigence. Il est, certes difficile de maîtriser la stabilité dimensionnelle du tissu à tous les stades de fabrication et même lors de son utilisation, par conséquent il est intéressant de traiter des variantes spéciales sur le plan du comportement au point de vue allongement et rétrécissement de tous les textiles proposés [13].

V-2. Choix de la structure de base

Afin de répondre à toutes ces préoccupations, nous avons tenté de fabriquer les échantillons nécessaires suivant le modèle rhéologique proposé où il était indispensable de disposer d'une alimentation individuelle du métier à tisser en fils de chaîne. Cette installation est réalisée sur une machine à tisser à aiguille unilatérale qui nous donne la possibilité de fabriquer les échantillons selon la structure proposée.

La structure des articles proposés doit respectivement comporter, un fil de chaîne en coton avec une torsion *S*, un fil de chaîne en polyester Lycra, (fil n° 2) et un fil de chaîne en coton torsion *Z*, comme indiqué sur la Figure 5. Les fils de chaîne *S* et *Z* sont fabriqués sur la base d'un fil retordu de numéro 40/2.

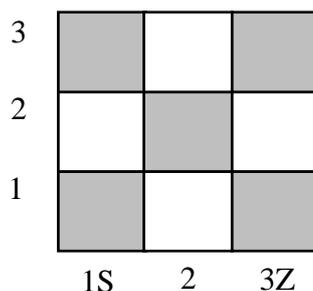


Figure 5. Rapport d'armure du modèle de tissu

Les fils de chaîne sont disposés verticalement par rapport au tissu, tandis que les fils de trame sont disposés perpendiculairement aux fils de chaînes. Dans ce cas le rapport en chaîne est égal à 3 fils. Le 2^{ème} fil est en polyester Lycra avec des caractéristiques constantes pour tous les échantillons.

Pour pouvoir comparer les résultats, les échantillons fabriqués avec la densité en trame P_1 sont $E_1, E_3, E_5, E_7, E_9, E_{11}$, et les échantillons fabriqués avec la densité en trame P_2 sont $E_2, E_4, E_6, E_8, E_{10}, E_{12}$. Nous adopterons les désignations suivantes pour tous les échantillons comme mentionné dans le Tableau 3. Après le tissage des fils de chaîne avec les fils de trame sur le métier à tisser à aiguilles unilatérales, des contraintes de compressions σ_t apparaissent à la fin de la fabrication et sont exprimées par :

$$\sigma_t = m_z \sigma_z + m_s \sigma_s \quad (9)$$

Où :

m_z : Nombre de fil de chaîne ayant subi une torsion Z

m_s : Nombre de fil de chaîne ayant subi une torsion S

σ_z : Contraintes unitaires des fils en torsion Z (cN/Tex)

σ_s : Contraintes unitaires des fils en torsion S (cN/Tex)

Après la fabrication des échantillons, les premiers résultats sont portés dans le Tableau 3. Le rétrécissement (a) en chaîne représente un facteur important pour l'évaluation de l'allongement. L'embuvage et la consommation de la matière change d'un échantillon à un autre, ils dépendent de la densité en trame et du taux de torsion [14].

Tableau 3. Propriétés des échantillons

Echantillons	Compte en trame (fils/10cm)	Torsion S	Torsion Z	α (%)	G (g)	G_1 (g/m)
E ₁	180	700	700	67.8	30.403	25.225
E ₂	90	700	700	71.49	36.601	30.500
E ₃	180	850	850	67.70	36.563	30.469
E ₄	90	850	850	68.92	42.203	35.169
E ₅	180	900	900	69.95	37.890	31.575
E ₆	90	900	900	66.82	43.446	36.205
E ₇	180	950	950	71.58	42.633	35.527
E ₈	90	950	950	76.72	49.889	41.574
E ₉	180	1050	1050	71.06	43.259	36.049
E ₁₀	90	1050	1050	74.23	46.546	38.788
E ₁₁	180	1200	1200	67.72	38.896	32.413
E ₁₂	90	1200	1200	72.78	44.148	36.790

On remarque un rétrécissement qui va jusqu'à : 67.7% pour la densité P₁ =180 fils/10 cm et jusqu'à 76.7 % pour la densité P₂ = 90 fils /10 cm. La charge maximale appliquée est de 800 gf.

α - le rétrécissement en chaîne du tissu écru en (%)

G- le poids d'une unité de tissu écru en (g)

G_1 - le poids au mètre linéaire du tissu écru en (g/m)

Les échantillons de la densité P₂ consomment beaucoup plus de matière, environ 4% en plus que les échantillons de la densité P₁ cela est dû à l'embuvage, mais on remarque que la consommation est plus grande pour l'échantillon E₈, elle a augmentée presque de 10% par rapport à l'échantillon E₁ et de presque 4% par rapport à l'échantillon E₁₂. En partant des mêmes conditions (échantillon de même densité) le poids des échantillons doit :

Soit suivre une courbe croissante, soit suivre une courbe croissante et à un certain moment décroissante [15].

V-3. Evaluation expérimentale des tensions

Les forces d'extensions sont des valeurs très importantes du fait qu'elles vont servir pour le calcul des tensions appliquées durant la phase des essais de compression sur la jambe. Ces forces ont été déterminées expérimentalement sur un appareil d'évaluation qui se compose d'un torsiomètre, d'un appareil d'enregistrement de la tension produite par les fils à n'importe quel taux de torsion. Dans ce cas les valeurs sont relevées à des intervalles correspondant à 200 tr/m pour les fils de torsion Z et S. Les résultats sont portés dans le Tableau 4.

Tableau 4. Forces d'extension expérimentales produites par les fils de torsion Z et S

Phases	1	2	3	4	5	6
K	500	700	900	1100	1300	1500
F _{exz} (cN)	4.2	9.5	12	15.7	20.2	26
F _{exs} (cN)	302,4	684	864	1130,4	1454,4	1872

La tension (T) produite est proportionnelle au taux de torsion des fils, comme le montre la (figure 6), l'expérience s'est limitée à la valeur de 1600 tr/m, car au-delà les propriétés mécaniques du fil se sont altérées. Cette expérience est importante car les résultats vont servir pour choisir les tensions applicables sur les échantillons qui seront retenus en vue de leur application pour l'évaluation de la pression exercée sur la jambe.

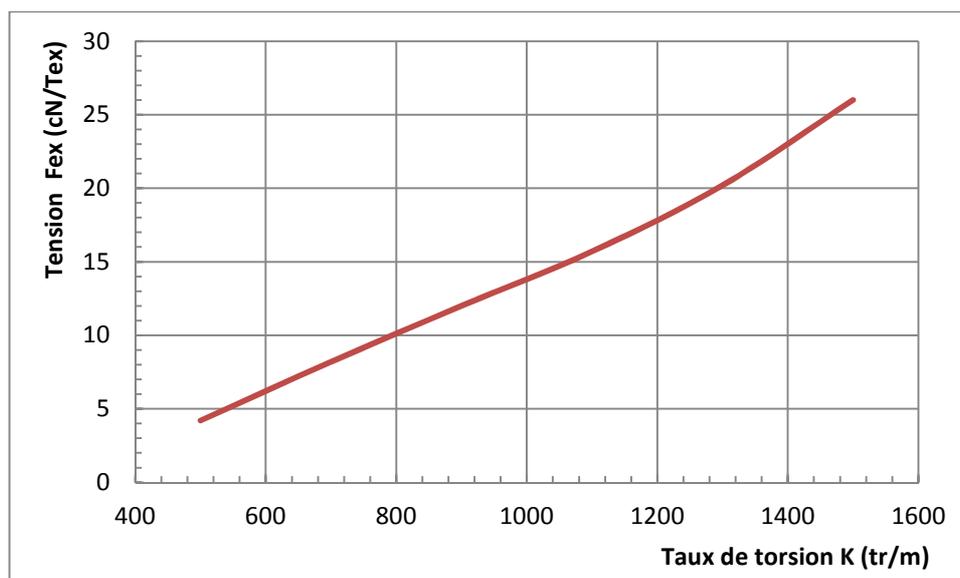


Figure 6. Relation entre la tension produite expérimentalement et la torsion des fils

On remarque que les grandeurs des forces sont beaucoup plus importantes pour les torsions élevées que pour les torsions faibles. En utilisant les résultats du Tableau 4, la force F_{ext} est calculée par l'expression suivante.

$$\mathbf{F}_{ext} = (F_{exz} \cdot \mathbf{m}_z) + (F_{exs} \cdot \mathbf{m}_s) \quad (10)$$

F_{exz} et F_{exs} sont respectivement les forces d'extension expérimentales provoquées par les fils de torsion Z et les fils de torsion S.

V-4. Analyse des paramètres influençant l'allongement des échantillons

L'allongement de la bande élastique crêpe dépend énormément d'un certain nombre de facteurs initiaux qui entrent dans la fabrication, il s'agit principalement : de la torsion des fils de chaîne, du compte en trame et du diamètre des fils de trame. Cette analyse va permettre de choisir un ou plusieurs échantillons ayant des paramètres optimums qui vont servir pour l'estimation des pressions sur la jambe.

V-4.1. Influence de la torsion des fils de chaîne

Les échantillons fabriqués sont soumis aux essais pour l'évaluation du rétrécissement du tissu dans le sens de la chaîne, du poids au mètre linéaire et de l'allongement moyennant une charge expérimentale préalablement calculée lors des travaux précédents. Nous avons utilisé une charge calculée équivalente à 800 g, les résultats de ces analyses sont portés dans le Tableau 5.

Tableau 5. Résultats des analyses des propriétés mécaniques des échantillons fabriqués

			Rétrécissement a_{ch} (%)	Poids/ml G_{ml} (g)	Allongement A (%)	Module élasticité E (cN/tex)
K ₁	P ₁	E ₁	67.48	25.33	91	97.5
	P ₂	E ₂	71.49	30.50	119	73.13
K ₂	P ₁	E ₃	67.70	30.47	124	54.4
	P ₂	E ₄	68.92	35.17	140	43.5
K ₃	P ₁	E ₅	69.95	31.57	132	44.2
	P ₂	E ₆	66.82	36.20	146	35.5
K ₄	P ₁	E ₇	71.58	35.53	135	35.6
	P ₂	E ₈	76.72	41.57	150	29.5
K ₅	P ₁	E ₉	71.06	36.05	135	29.2
	P ₂	E ₁₀	74.23	38.79	151	24.5
K ₆	P ₁	E ₁₁	67.72	32.41	136	15.4
	P ₂	E ₁₂	72.78	36.79	146	13.03

Les résultats obtenus montrent que l'embuvage et la consommation dépendent du taux de torsion des fils de chaîne et de la densité linéaire en trame du tissu. La consommation en matière première est plus importante dans le cas où l'on utilise une faible densité en trame.

L'embuvage augmente avec l'augmentation du taux de torsion jusqu'à une certaine valeur, ensuite on observe une diminution. Les échantillons fabriqués avec la densité P₂ consomment environ 4 % de plus que les échantillons fabriqués avec une densité P₁.

L'allongement augmente avec le taux de torsion jusqu'à la valeur où l'allongement relatif devient maximal et on remarque qu'il est beaucoup plus significatif pour les échantillons fabriqués avec la densité P₂.

Le module d'élasticité spécifique des échantillons fabriqués avec la densité P₂ est plus important que celui des échantillons fabriqués avec la densité P₁.

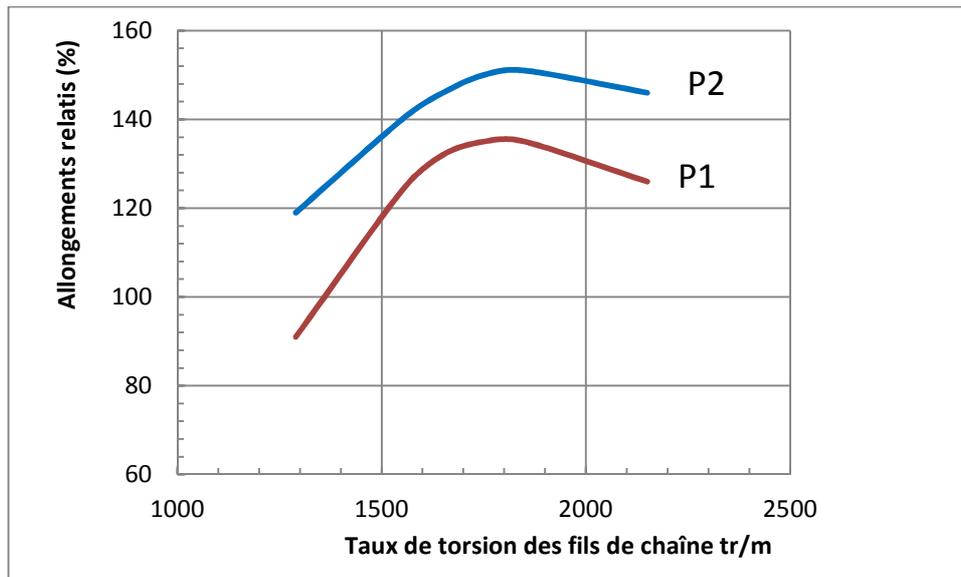


Figure 7. Allongement relatif en fonction du taux de torsion

La Figure 7 montre la relation expérimentale qui existe entre l'allongement relatif des fils de chaîne et la valeur du taux de torsion". A 1300 tr/m, les allongements relatifs sont, respectivement de l'ordre de 90 % et de 120 % pour les échantillons fabriqués avec les densités P2 et P1.

La Figure 8 montre la relation qui existe entre la module d'élasticité et la valeur du taux de torsion expérimental. A 1300 tr/m le module d'élasticité est de l'ordre de 70 cN/tex et 90 cN/tex pour les échantillons fabriqués avec les densités P2 et P1 respectivement. Nous remarquons que le module d'élasticité est inversement proportionnel à la valeur croissante du taux de torsion.

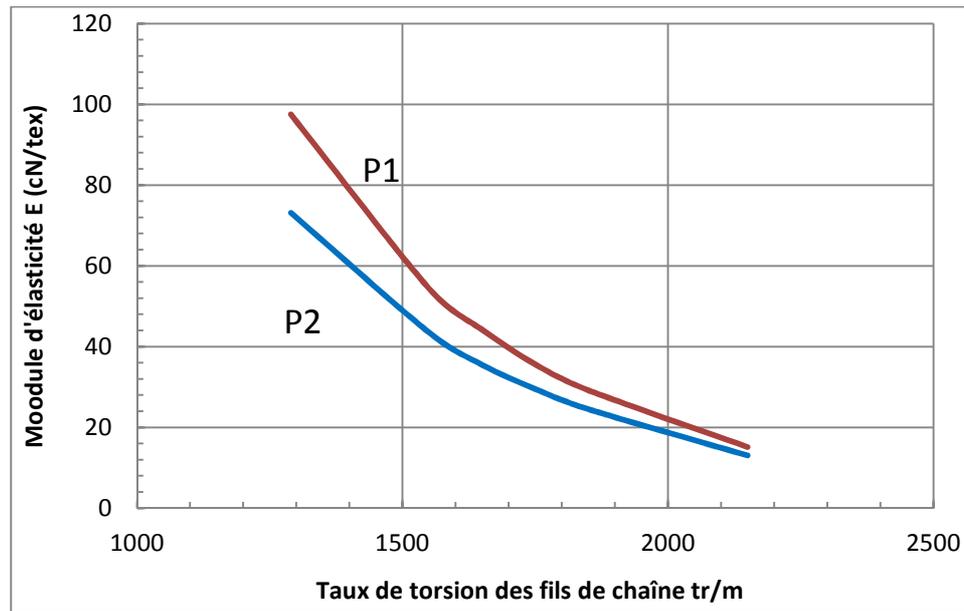


Figure 8. Module d'élasticité E en fonction du taux de torsion.

V-4.2. Influence de la densité linéaire en trame

Pour étudier l'influence de ce facteur sur les propriétés mécaniques des bandages étudiés, nous avons proposé six valeurs différentes pour le compte en trame, dans les limites de 90 fils/10 cm à 180 fils /cm. L'échantillon de base pour la réalisation de ces expériences est le tissu ayant une torsion moyenne (K_3) sur la base des caractéristiques de ce dernier, nous avons fabriqué six variantes différentes selon six densités différentes en trame, les échantillons obtenus ont été soumis à l'extension jusqu'à la valeur de 800 gf. Les résultats de ces analyses sont portés dans le Tableau 6.

Tableau 6. Résultats des analyses avec différentes densités en trame

Echantillons	P_{tr} (fils/10cm)	a_{ch} (%)	D_{rt} (%)	A_{ch} (%)	G_{ml} (g)
$E_1P_{tr 1}$	90	129	68	77	75
$E_2P_{tr 2}$	108	115	47	65	66
$E_3P_{tr 3}$	126	98	61	58	69
$E_4P_{tr 4}$	144	79	39	52	52
$E_5P_{tr 5}$	162	67	36	46	46
$E_6P_{tr 6}$	180	58	29	43	42

- P_{tr} : Densité en trame (Fil/10cm)
- a_{ch} : Rétrécissement en chaîne après le tissage (%)
- D_{rt} : Déformation résiduelle totale (%)
- A_{ch} : Allongement total (%)
- G_{ml} : Poids des échantillons (gr)

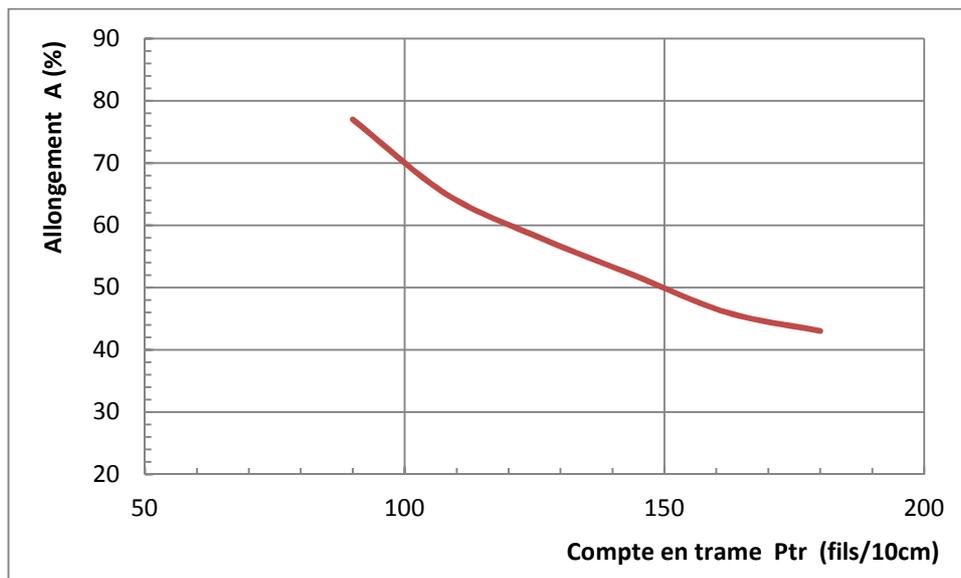


Figure 9. Allongement du tissu en relation avec le compte en trame

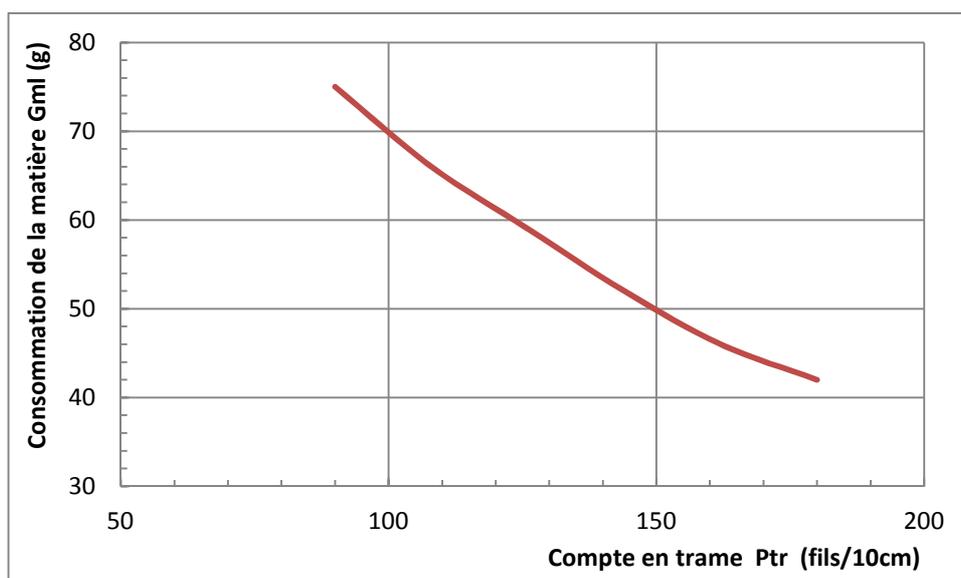


Figure 10. Consommation de la matière en fonction du compte en trame

L'allongement des bandes élastiques fabriquées est inversement proportionnel à la densité en trame, comme l'indique la Figure 9, il est de même pour la consommation de la matière, mais avec une courbe beaucoup prononcée comme il est montré sur la Figure 10. Les courbes des Figures 9 et 10 obéissent aux lois exprimées par les expressions :

$$a_{ch}=1.5986 - 0.1044P_{tr} \quad \text{et} \quad G_{ml}=102.5478 - 7.0722P_{tr}$$

Il est à noter que l'échantillon répondant le plus aux exigences posées plus haut est la bande crêpe élastique fabriquée sur la base de la densité P_3 qui correspond à l'échantillon E_3P_3 .

V-4.3. Influence de la grosseur des fils de trame

Pour cette investigation nous utiliserons l'échantillon E_3P_{tr3} que nous avons retenu dans le paragraphe précédent. Nous avons fabriqué six échantillons avec différents diamètre des fils de trame, Les échantillons obtenus sont analysés pour pou l'évaluation de l'allongement et du retrait dans la direction des fils de chaîne de la bande crêpe. La charge maximale appliquée est de 800 gf, les résultats sont portés dans le Tableau 7.

Tableau 7. Résultats des analyses avec différentes grosseurs des fils de trame.

Echantillons	Tex	d_{tr} (mm)	a_{ch} (%)	D_{rt} (%)	A_{ch} (%)	G_{ml} (g)
E_1d_{tr1}	16	0.16	83	36	70.2	48.5
E_2d_{tr2}	25	0.20	86	37	71.8	52.2
E_3d_{tr3}	40	0.25	110	47	71.8	56.1
E_4d_{tr4}	64	0.31	78	43	69.6	60.2
E_5d_{tr5}	80	0.35	66	36	65.6	60.5
E_6d_{tr6}	100	0.40	34	29	55.1	58.1

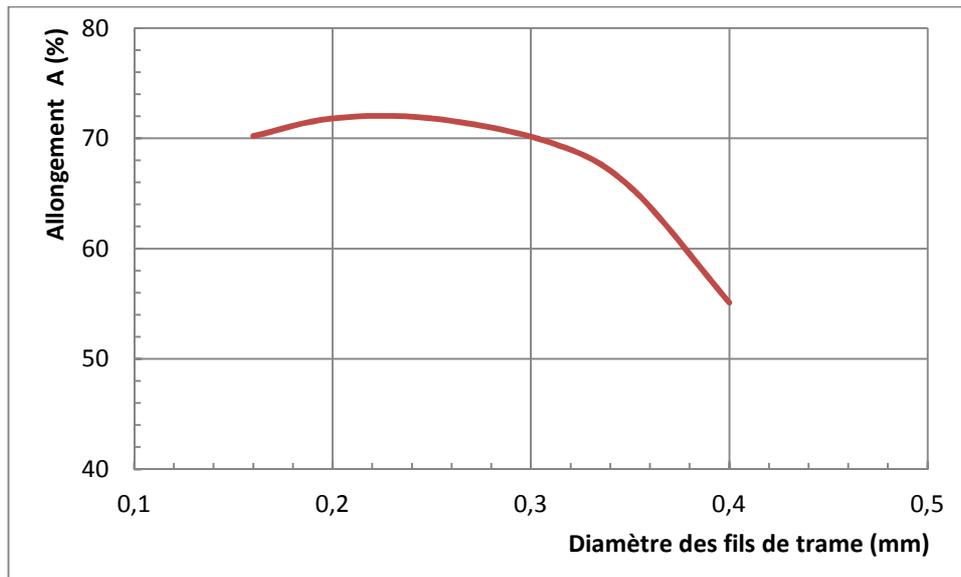


Figure 11. Courbe allongement en fonction du diamètre des fils de trame

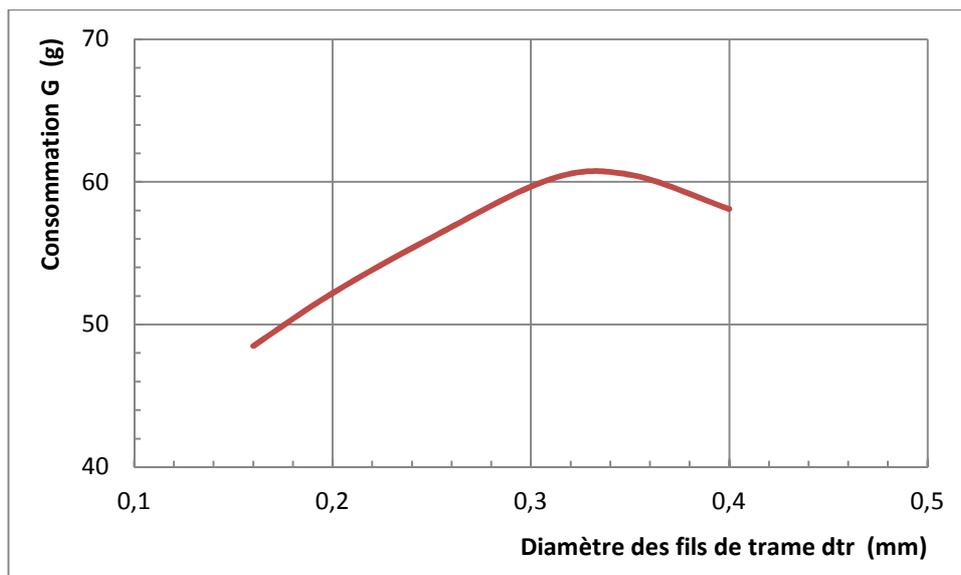


Figure 12. Consommation de la matière en fonction du diamètre des fils de trame

Comme le montre la Figure 12, l'allongement de la bande élastique crêpe dépend aussi de la grosseur des fils de trame, la courbe est inversement proportionnelle avec de légères variations, cela s'explique par la distance entre deux fils de trame voisin. La consommation de la matière première est, dans un certain intervalle proportionnel au diamètre des fils de trame et dans un autre intervalle inverse aux diamètres des fils de trame, Figure 11.

Par conséquent nous avons retenu l'échantillon (E_2d_{tr2}) ayant un allongement de presque 72 % avec une consommation de la matière première de 48.5 /ml.

VI- Conclusion

Du point de vue technologique nous avons retenus les échantillons, $E_5K_3P_1$, $E_6K_3P_2$, E_3P_{tr3} et E_2d_{tr2} . Les échantillons qui en découlent sont les échantillons E_5 , E_6 ayant des torsions K_3 avec une densité en trame P_{tr3} et un diamètre des fils de trame d_{tr2} . Donc l'échantillon final est : $E_f (K_3, P_{tr3}, d_{tr2})$. $K_3 = 900$ tr/m, $P_{tr3} = 126$ fils/10 cm, $d_{tr2} = 0.20$ mm.

Pour les simulations et pour les calculs de la compression, il est beaucoup plus intéressant d'utiliser en plus de cet échantillon deux autres échantillons préalablement décrits ayant les densités en trame suivante P_1 et P_2 , ainsi nous retiendront trois échantillons au total, toutes leurs caractéristiques techniques sont mentionnées dans le Tableau 8. Dans ce tableau, il est mentionné les caractéristiques essentielles des trois articles. Les caractéristiques restantes sont les mêmes pour l'ensemble des échantillons.

Le procédé de fabrication est le même pour tous les échantillons dans des conditions identiques. Le Tableau 9 résume les résultats des essais sous une charge progressive à des intervalles identiques, les chiffres sont donnés en % de la longueur initiale des éprouvettes.

Tableau 8. Caractéristiques des échantillons d'études

Caractéristiques	Désignations	Unités	E_6	E_5	E_f
Taux de torsion des fils de chaîne sens (S) et sens (Z)	K	Trs/m	900	900	900
Compte en trame	P_{tr}	Fils/10 cm	180	90	126
Diamètre des fils de trame	d_{tr}	mm	0.20	0.20	0.20
Allongement sous charge fixe (800 cN)	A	%	108	86	92

Les essais d'allongement des échantillons E_5 , E_6 et E_f sont effectués sur un "extensomètre" sur la base des forces expérimentales déterminées préalablement sur les fils. Les résultats obtenus sont portés dans le Tableau 9, respectivement pour les

densités en trame (P_1), (P_2), (P_{tr3}) et (d_{tr2}). Les expériences sont faites de telle sorte que l'enlèvement des charges correspond aux charges appliquées préalablement avec la même valeur ajoutée à chaque fois.

Tableau 9. Charges allongement des échantillons E_5 , E_6 et E_f

G/A	E_{5ch}	$E_{5déch}$	E_{6ch}	$E_{6déch}$	E_{fch}	$E_{fdéch}$
0	0	16	0	25	0	0
300	14	18	28	24	21	21
350	20	21	39	53	30	30
400	28	28	54	62	41	41
450	36	32	67	72	50	50
500	45	53	79	81	58	58
550	52	61	87	86	65	65
600	61	68	96	95	71	71
650	68	72	101	104	78	78
700	74	78	104	108	82	82
750	80	86	107	108	88	88
800	86	86	108	108	92	92

Les charges appliquées lors des expériences sont calculées conformément au Tableau 4. La tension minimale correspond à 300 cN et la tension maximale correspond à 900 cN.

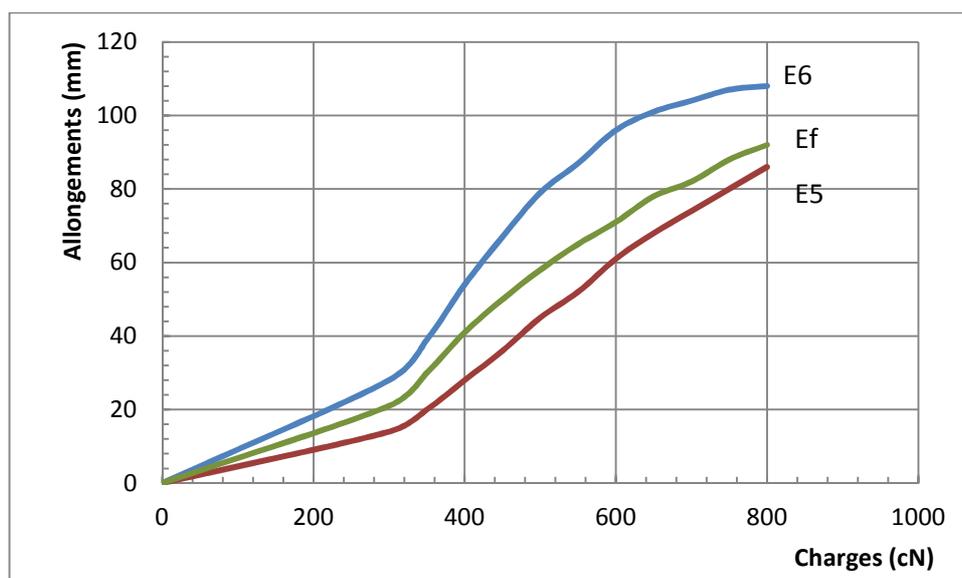


Figure 13. Courbes allongement - charges pour les échantillons E_5 , E_f et E_6

Références bibliographiques

- [1] R. H.Gong and R. M. Wright. Fancy Yarns: Their Manufacture and Application. Woodhead Publishing Limited UK. 2002.
- [2] C. Longdi, F. Peihua and Y. Xiyue. Relation Between Twist Amplitude and BreakingStrength of Solospun Yams. *Textile Research Journal*. 74:351, 2004.
- [3] S. K. E. GrabowskaVasile, et al. The Influence of Component Yarn's Characteristics and Ring Twisting Frame Settings on the structure and of Spiral, Loop and Bunch Yarns. *Fibres and Textiles in Eastern Europe*. 14 (3) 38 - 41, 2006.
- [4] J.W.S. Hearle. On the theory of the mechanics of twisted yarns. *Journal of the Textile Institute*. 60, T95-T101, 1969.
- [5] V. A. Voznesenskij. Statistical Methods of Planning the Experiment in Technical and Economical Investigations, Moscow, 1981.
- [6] EA.Nelson. Compression bandages in the treatment of venous leg ulcers. *J.Wound Care*. 5: 415-18, 1996.
- [7] S.J. Palfreyman, R. Lochiel and J. A Michaels. A systematic review of compression therapy for venous leg ulcers. *Vascular Medicine*. 3: 301- 313, 1998.
- [8] U.Alpagut, and E. Dayioglu. Importance and Advantages of Intermittent External Pneumatic Compression Therapy in Venous Stasis Ulceration. *Angiology*. 56(1), 19-23 2005.

-
- [9] J.Hafner, W. Luthi, H. Hanssle and G. Kammerlander. Instruction of Compression Therapy by Means of Interface Pressure Measurement. *Dermalol. Surg.* 26, 481-487. 2000.
- [10] M. D. Nikolic and T. V. Mihailovic. Investigation of Fabrics Deformations under Different Loading Conditions. *International Journal of Clothing Science and Technology.* 8 (4) , 9 - 16. 1996.
- [11] M. ManichMartí, R. M. Saurí, M. D. Castellar and J. Carvalho. Effect of Finishing on Woven Fabric Structure and Compressional and Cyclic Multiaxial Strain Properties. *Textile Research Journal.* 76(1), 86-93. 2006.
- [12] P. M. LatzkeTesting. the Elongation and Elasticity of Strech Fabrics. *Melliand Textilberichte.* 2, 117-122. 1983.
- [13] L.T. Zolotarvskii. Effect of the mechanical action in weaving on the technological properties of the warp yarn. *Technol. Text. Ind, USSR.* no.6, 99-105. 1963.
- [14] J. Trauter, K. Gotz and R.Vialon. Influence of yarn twist on the properties and weavability of sized warp yarns. *Melliand Textilberichte.* English Edition, 1, 9-11. 1989.
- [15] A. Vitkauskas. Representation of Elastic Strain Recovery by Generalized Maxwell Model. *Textile and Leather Technology.* 18, 5 - 19. 1990.

Chapitre 3

*Effet du bandage sur l'interface de la
pression appliquée par compression*

I- Introduction

Ce chapitre présente le travail théorique et pratique effectué pour réunir tous les éléments nécessaires à l'étude physique de la thérapie par compression, notamment comment les bandages textiles exercent et produisent des pressions requises [1]. C'est un aperçu qui explique comment sont produites les forces intermédiaires sur la jambe par les bandages de différents types et examiner ensuite l'influence de l'épaisseur des bandages sur la pression d'interface.

Dans ce chapitre sont décrits les modèles développés pour estimer la pression appliquée par des bandages à plusieurs couches, les forces longitudinales et transversales exercées par les bandages et décrit l'influence de la forme de la jambe sur la pression obtenue.

La compréhension actuelle de la façon dont les bandages appliquent une pression sur une zone donnée est basée sur la loi de Laplace, ce qui explique que la tension dans les parois d'un volume cylindrique dépend à la fois de la pression intérieure dans le cylindre et de son rayon [2].

Cette loi est insuffisante dans le cas de l'application des pressions à l'aide d'un textile sur la jambe, pour cette raison il est indispensable de prendre en considération encore d'autres facteurs dépendant de l'anisotropie du matériau. L'influence de l'épaisseur du bandage sur la pression exercée sera abordée par une méthode analytique. Cette étape sera suivie d'une simulation de calcul de la pression appliquée par le textile sur la jambe.

Nous avons également étudié dans ce chapitre l'influence des bandages multicouches sur la pression d'interface à partir de modèles mathématiques, qui sont ensuite évalués en utilisant à la fois la simulation numérique et un appareil expérimental.

Une modélisation mathématique de l'effet de l'angle d'application sur la pression induite est présentée dans ce chapitre, ainsi que le modèle mathématique traitant l'influence de la géométrie de la jambe sur la pression induite [3].

II- Forces appliquées entre le bandage et la surface de la jambe

Lors de l'application d'un bandage, plusieurs forces apparaissent, on peut citer :

- La tension longitudinale
- La tension transversale
- La pression appliquée par le textile
- La réaction de la surface de la jambe
- Les frottements entre le textile et la surface de la jambe
- Les forces de cisaillement, longitudinales et transversales
- Les forces de flexions du textile

Lorsqu'il s'agit de plusieurs couches, les couches supérieures exercent encore des pressions sur les couches inférieures.

La Figure1 illustre la modélisation dynamique de l'interaction des forces entre le bandage et un corps mou, dans ce cas certaines forces ont été négligées comme les forces de frottement et de cisaillement.

III- Modèle général

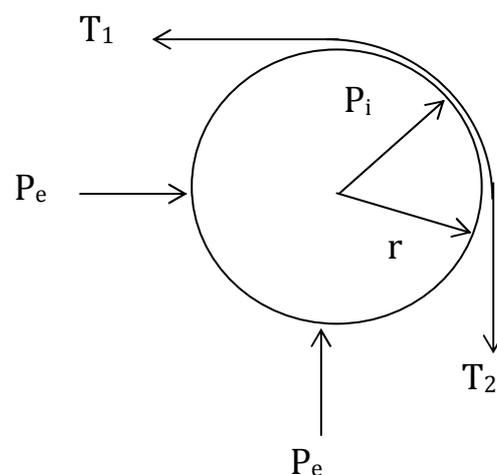


Figure 1. Représentation d'un corps sphérique mou en équilibre soumis à différentes forces.

Où : P_i - Pression interne ; T_1 - Tension positive du textile
 P_e - Pression externe ; T_2 - Tension négative du textile

$$P_i - P_e = \frac{T_1}{r} + \frac{T_2}{r} \quad (1)$$

$$P = P_i - P_e = \frac{2T}{r} \quad (2)$$

L'équation utilisée pour évaluer la pression sous le bandage prend la forme

$$P = \frac{2T}{r} \quad (3)$$

Où : r - Rayon de courbure

$T = T_1 - T_2$: Tension du bandage

Cette relation montre que la pression à l'intérieur d'une surface sphérique est toujours supérieure à la pression extérieure, mais que la différence tend vers zéro quand le rayon tend vers l'infini (lorsque la surface devient plane). En revanche, la différence de pression augmente si le rayon devient plus petit et tend vers l'infini quand r tend vers zéro. Lorsque la paroi est parfaitement cylindrique, il suffit d'utiliser la formule suivante [4].

$$P = \frac{T}{r} \quad (4)$$

Cette loi trouve son application dans de nombreuses branches de la science, y compris en médecine, pour le calcul des forces exercées sur les vaisseaux sanguins et les alvéoles remplies de liquide. Il est nécessaire d'utiliser la conversion des unités de mesure de mesure, c'est-à-dire, utiliser des unités qui se rapportent l'une de l'autre. Le plus souvent on utilise l'unité (Pascal) pour mesurer la pression et l'unité (Newton) comme mesure de la force [5]. Mais dans le domaine médical on utilise souvent les unités de mesure suivantes :

- la pression en (mm Hg), 1 Pa=0.0075 mm Hg
- La longueur en (cm), 1 m = 100 cm
- la force en (kgf), 1 N =0.102 kgf

Afin de diminuer les erreurs dues aux unités de mesures, il est important de tenir compte d'un coefficient constant de conversion des unités de mesures (K), ainsi l'expression (4) prend la forme suivante.

$$P = \frac{T}{r} \cdot K \quad (5)$$

Pour cette application spécifique de la loi de Laplace, il est également nécessaire de tenir compte de deux autres facteurs:

III-1. Influence de la largeur de la bande

Dans le cas d'une seule couche de bandage appliqué sur un membre, la pression ne s'exerce que sur la surface couverte par le textile. Cette pression sera déterminée par la force totale appliquée (F) sur le tissu et la largeur (B) du bandage en relation avec la définition de la pression.

$$P = \frac{F}{2 \cdot \pi \cdot r \cdot B} \quad (6)$$

La pression appliquée est proportionnelle à la force sur le textile et inversement proportionnelle à la surface d'application.

III-2. Influence du nombre de couches appliquées

La tension totale développée par une bande élastique est égale à la somme des tensions des fils de chaîne. Il en résulte donc que le nombre de couches (N), appliqué avec une tension constante, est proportionnel aux nombre de fils de chaîne dans un point d'application sur la surface de la jambe. Ainsi il est indispensable de considérer le nombre de couches dans les calculs.

III-3. Illustration de la formule de calcul

Si nous considérons les unités de mesures suivantes :

- La pression P (pascal)
- La tension T (Newton)
- La circonférence L (mètres)
- La largeur B (mètre)

Alors la formule initiale de calcul de la pression s'exprime de la façon suivante :

$$P = \frac{T \cdot N}{L \cdot B} \quad (7)$$

Considérons le cas suivant avec :

N = 1 couche ; B = 0,10 m ; r = 0,04 m ; T = 15 N = 1.53 kgf ; L = 0.25 m

La pression (P) sous le bandage peut être calculée comme suit:

$$P = \frac{15}{0.04 \cdot 0.1} = 3750 \text{ Pa} \quad (8)$$

$$P = 3750 \cdot 0,0075 = 28.125 \text{ mm Hg} \quad (9)$$

Pour passer d'une unité de mesure à l'autre et afin d'éviter d'importantes erreurs dues à la conversion des unités de mesure, il est utile de considérer une constante K dans l'équation finale. Si nous considérons les unités de mesures suivantes : la pression P' (mm Hg) ; la tension T' (Kgf) ; la circonférence L' (m) ; la largeur B' (m), nous obtenons l'expression suivante :

$$P' = \frac{T' \cdot N \cdot K}{L' \cdot B'} \quad (10)$$

Après substitution des valeurs numériques citées précédemment nous obtenons:

$$28.125 = \frac{1.53 \cdot N \cdot K}{(2 \cdot 3,1416 \cdot 0.04 \cdot 100) \cdot 10} = \frac{1.53 \cdot K}{251,328} : \text{donc } K = 4620 \quad (11)$$

L'équation donne une valeur de K de 4620. La formule pour le calcul de la pression sous la bande élastique peut donc se résumer comme suit:

$$P \text{ (mmHg)} = \frac{T \text{ (Kgf)} \cdot n \cdot 4620}{L \cdot B} \quad (12)$$

Le niveau de la compression engendré par un système de bandage est déterminé par des interactions complexes entre les facteurs principaux suivants :

- La structure physique du textile,
- les propriétés élastiques,
- la taille et la forme du membre,
- la qualification du personnel soignant,

Dans le modèle ci-dessus, la pression créée par un bandage juste après sa pose est fonction de :

- la tension dans le tissu,
- le nombre de couches appliquées,
- le rayon de courbure du membre.

IV- Modèle applicable pour une couche

La formule (12) montre clairement que la pression engendrée par un matériau, rigide ou élastique est inversement proportionnelle à la circonférence au point d'application, dans ce cas il semble à priori important de considérer l'épaisseur du textile sur la valeur de la pression appliquée.

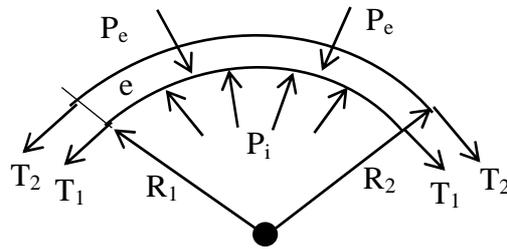


Figure 2. Modèle en tenant compte de l'épaisseur du bandage.

Dans cette approche, le bandage est supposé de forme cylindrique avec une épaisseur (e) comme le montre la Figure 2. Alors il est utile d'introduire les données suivantes afin de conclure quant à l'influence de l'épaisseur du matériau.

$$T_M = \frac{T_1 + T_2}{2} \quad (13)$$

$$D_1 = 2R_1 \quad (14)$$

$$D_2 = 2R_2 \quad (15)$$

T_M : Tension moyenne appliquée (N)

D_1 : Diamètre intérieur d'application (m)

D_2 : Diamètre extérieur d'application (m)

La paroi molle du cylindre est soumise à trois types de contraintes des contraintes, circonférentielles, longitudinales et transversales. Ces contraintes ont une influence [6].

- Si le rapport entre l'épaisseur du tissu et le rayon au point d'application est inférieur à 0.1, alors les contraintes longitudinales sont négligeables. Dans ce cas l'épaisseur de la bande élastique n'est pas prise en considération.
- Dans le cas contraire il est indispensable de tenir compte de l'épaisseur du bandage, comme c'est le cas des bandages multicouches, où l'application

d'un certain nombre de couche lors de l'application d'une bande élastique simple couche. Généralement le nombre de couche ne peut pas dépasser 4.

La contrainte périphérique (tangentielle) peut être décrite en fonction de la tension appliquée T sur élément, la longueur L de l'élément et l'épaisseur e du matériau. Sur la base des hypothèses ci-dessus, la contrainte circonférentielle peut être exprimée par l'équation suivante:

$$\sigma_H = \frac{P \cdot D}{2e} \quad (16)$$

σ_H : Contrainte tangentielle (N/m²)

P : Pression interne (N/m²)

D : Diamètre d'application (m)

E : Epaisseur du matériau (m)

B : Largeur du bandage (m)

$$\sigma_H = \frac{F}{S} = \frac{T}{e \cdot B} \quad (17)$$

En combinant les équations (16) et (17) on obtient l'équation suivante :

$$P = C \cdot \frac{2T}{D \cdot B} \quad , \quad C = 0.0075 \quad (18)$$

Cette formule ne tient pas compte de l'épaisseur du tissu, donc l'épaisseur du bandage n'influe pas sur la pression d'interface produite par le textile appliqué. Ce modèle est utilisé pour le calcul de la pression pour le cas d'utilisation d'une couche, c'est-à-dire pour l'application de compression pour les bas et les chaussettes.

V- Modèle applicable en fonction de l'épaisseur du bandage

Un grand nombre de bandages sont actuellement utilisés dans la pratique, seulement il y a absences d'indications précises quant à leur utilisation en collaboration avec les professionnels de la santé. Il existe beaucoup d'études dans ce domaine mais seulement d'un point de vue médical.

Le bandage est un matériau textile dont les propriétés sont très complexes et très instables, que seuls les spécialistes dans le domaine des textiles peuvent maîtriser. Il n'y a pratiquement pas beaucoup d'études sur le matériau lui-même ou si elles existent elles ne sont pas encore publiées.

Pour cette raison qu'il est proposé dans ce paragraphe une approche en tenant compte de l'épaisseur du tissu. La Figure 3 illustre le cas d'une épaisseur importante du bandage où deux ou plusieurs couches sont appliquées et dont l'épaisseur n'est pas négligeable.

Si l'on utilise des bandages ayant des épaisseurs non négligeables, les contraintes radiales ne sont pas négligeables, donc il existe un gradient de pression à travers l'épaisseur du bandage.

Si l'on désigne par R_1 le rayon interne du bandage appliqué et par R_2 le rayon externe du bandage appliqué, dans ce cas, on aura :

$$R_m = \frac{R_2 + R_1}{2} \quad (19)$$

Si on désigne par σ_L (N/m²) la contrainte longitudinale, alors on aura :

$$\sigma_L = \frac{P_1 \cdot R_1^2 - P_2 \cdot R_2^2}{R_2^2 - R_1^2} \quad (20)$$

La contrainte longitudinale est constante si et seulement si les pressions appliquées sont constantes. Si on désigne par σ_r (N/m²) la contrainte radiale, on aura :

$$\sigma_r = \frac{P_1 \cdot R_1^2}{R_2^2 - R_1^2} \left[1 - \frac{R_2^2}{R_m^2} \right] \quad (21)$$

La relation (21) peut être appliquée directement en considérant une bande textile, rigide ou élastique avec une épaisseur assez importante de façon à représenter le diamètre extérieur du bandage par $D = 2 \cdot R_1$ et $R_2 = R_1 + e$. La contrainte maximale est appliquée au point R_1 . La contrainte circonférentielle maximale peut être exprimée comme suit:

$$\sigma_H = \left[\frac{\frac{1}{2} D^2 + e \cdot (D + e)}{e \cdot (D + e)} \right] \cdot P \quad (22)$$

Par substitution avec la relation (17) on obtient l'expression suivante :

$$P = \frac{T \cdot (D + e)}{\frac{1}{2} B \cdot D^2 + B \cdot e(D + e)} \cdot C \quad (23)$$

La formule (23) montre clairement que la pression évaluée dans ce cas tient compte de l'épaisseur e du tissu.

Où P : Pression interne (mm Hg) ; T : Tension appliquée (N) ; C : Coefficient de conversion (0.0075)

VI- Modèle applicable en fonction de l'épaisseur et du nombre de couches

Le comportement en traction d'un tissu élastique peut être caractérisé par son module d'élasticité qui est le rapport entre la contrainte et la déformation du tissu. Plus le module d'élasticité est grand plus petit est le degré d'extensibilité du tissu. Sur la base de cette théorie, nous avons évalué la pression entre le bandage

et la surface de la jambe tenant compte de l'épaisseur et du nombre de bandage en supposant que la section de la jambe est parfaitement cylindrique.

VI-1. Elaboration du modèle relatif à (n) couches

Dans ce travail, nous avons réussi à créer un modèle pour estimer la pression d'interface en tenant compte des propriétés de traction des bandes élastique proposée sous une pression donnée, les bandes élastiques proposées sont étudiées dans le chapitre 5.

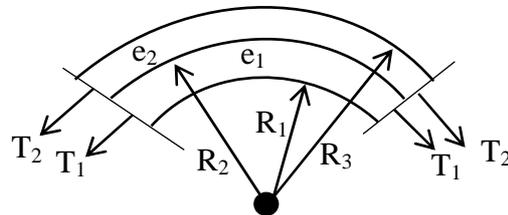


Figure 3. Modèle en tenant compte de l'épaisseur et du nombre de couches

Considérons deux textiles élastique à base de matières textiles décrites dans le chapitre 5 avec deux modules d'élasticité E_1 et E_2 (en N/m^2), les rayons appliqués aux centres des deux matériaux sont respectivement, R_1 et R_2 et ayant des épaisseurs e_1 et e_2 , comme illustré dans la figure 3. La tension totale (T) appliquée est répartie entre les deux tissus, et est exprimée par l'expression (24).

$$T = \sigma_1 \cdot 2\pi \cdot R'_1 \cdot e_1 + \sigma_2 \cdot 2\pi \cdot R'_2 \cdot e_2 \quad (24)$$

- $R'_1 = R_2 - R_1$
- $R'_2 = R_3 - R_2$
- σ_1 la contrainte maximale du textile 1
- σ_2 la contrainte maximale du textile 2
- C la circonférence de la jambe au point d'application des bandes élastiques

Par compatibilité, les deux textiles développent les mêmes contrainte axiales (ϵ), soit :

$$\varepsilon = \frac{\sigma_1}{E_1} = \frac{\sigma_2}{E_2} \quad (25)$$

En combinant les expressions (24) et (25), on obtient la relation suivante, elle définit la tension totale appliquée par les deux textiles:

$$T = \frac{(\varepsilon E_1 \cdot 2\pi \cdot R_1 \cdot e_1 + \varepsilon \cdot E_2 \cdot 2\pi \cdot R_2 \cdot e_2)}{C} = \frac{\varepsilon 2\pi (E_1 R_1 e_1 + E_2 R_2 e_2)}{C} \quad (26)$$

Parce que les épaisseurs e_1 et e_2 sont très petites (car $\frac{e_1}{R_1} < \frac{1}{10}$, et $\frac{e_2}{R_2} < \frac{1}{10}$), les rayons R_1 et R_2 sont presque les mêmes donc on peut dire que : ($R = R_1 = R_2$), et en utilisant la loi de Laplace on obtient la relation suivante :

$$P = \frac{T}{R} = \left(\frac{1}{R}\right) \frac{\varepsilon \cdot 2\pi \cdot R (E_1 \cdot e_1 + E_2 \cdot e_2)}{C} = \frac{\varepsilon \cdot 2\pi (E_1 \cdot e_1 + E_2 \cdot e_2)}{C} \quad (27)$$

Dans le cas on l'on utilise trois couches du même bandage ou des bandages différents, et en appliquant le même principe des épaisseurs très petites, les trois couches exerceront une pression totale sur la jambe d'une valeur de :

$$P = \frac{\varepsilon \cdot 2\pi (E_1 \cdot e_1 + E_2 \cdot e_2 + E_3 \cdot e_3)}{C} \quad (28)$$

E_3, e_3 sont respectivement le module d'élasticité et l'épaisseur du troisième bandage. Si cette hypothèse est toujours valable pour le cas où l'on utilise plusieurs matériaux avec des modules élastiques différents, la pression exercée par (n) couches est formulée par l'expression suivante :

$$P = \frac{\varepsilon 2\pi \sum_{i=1}^n (E_i \cdot e_i)}{C} \quad (29)$$

➤ *Synthèse de l'étude physique de la thérapie par compression*

- La formule (12) prévoit le calcul de la pression sans tenir compte de l'épaisseur du matériau, elle met en évidence le nombre de couches appliquées mais sous-entend que celles-ci sont appliquées l'une sur l'autre d'une manière superposée.
- La relation (18) démontre que si l'épaisseur du matériau est petite, c'est-à-dire que le rapport entre son épaisseur et le rayon d'application est inférieur à 0.1, celle-ci n'influe guère sur la pression appliquée.
- La formule (23) tient compte de l'épaisseur du matériau appliqué, c'est-à-dire lorsque $\frac{e}{R} > \frac{1}{10}$, mais ne tient pas compte du nombre de couches.
- L'expression (29) tient compte du nombre de couche et de l'épaisseur de chaque couches lorsque ces dernières sont distinctes, c'est-à-dire lorsque celles-ci appartiennent à des bandes différentes.

Ce sont là quelques approches fréquemment utilisées pour le calcul de la pression exercée par les bandages (ou les bas textiles) sur la jambe du point de vue clinique seulement, autrement dit, les études sur le textile lui-même sont très rares, ou si elles existent, elles ne sont pas publiées, elles sont probablement utilisées à des fins d'exploitation commerciales par certains laboratoires de recherche.

L'application des bandes élastiques sur la jambe s'effectue de façon à être appliqués progressivement de la cheville vers le mollet et par expérience la meilleure méthode c'est la méthode de chevauchement, c'est-à-dire que les couches supérieures viendront se positionner sur les couches inférieures et doivent exercer leurs efforts sur la moitié de la surface des couches inférieurs. Cette hypothèse ne rentre pas dans les approches précédemment énumérées. C'est une remarque très importante, du moment que les résultats de calculs deviennent

approximatifs du fait que la structure du tissu va influencer sur la répartition de la pression (les extrémités de la bande élastique exercent une pression plus grande).

VI-2 Résultats expérimentaux

➤ Cas d'une couche

Ce cas ne peut pas s'appliquer pour les bandages, car une couche est pratiquement impossible à appliquer sur la jambe, par contre les bas et les chaussettes de compression répondent parfaitement à la théorie d'une couche, dans ce cas bien précis le textile est fabriqué moyennant de équipements de tricotage ou de la maille. Ici il est encore plus difficile de prévoir la pression exercée, le seul moyen de répondre à cette question est de fabriquer des articles avec des textiles différents.

➤ Cas d'un même bandage en appliquant plusieurs couches

Afin de valider le modèle et les calculs théoriques de la pression exercée sur la jambe à l'aide de plusieurs couches du même textile élastique, nous avons conçu et réalisé un prototype d'expérience suivant.

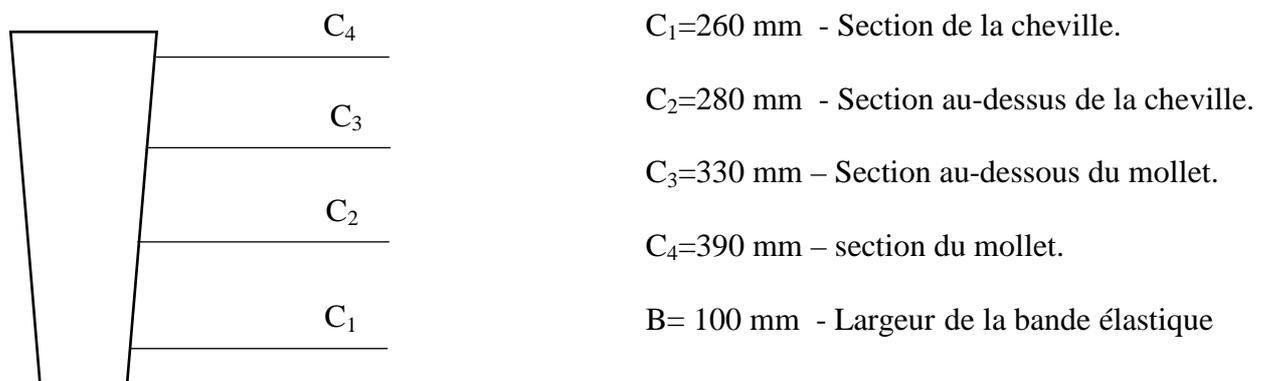


Figure 4. Section d'une jambe de taille moyenne

La sélection des échantillons dans le chapitre 2, nous emmène à proposer trois articles, il s'agit des échantillons E5, E6 et Ef. Les caractéristiques des trois séries sont présentées dans le Tableau 1. Les trois textiles sont fabriqués en Algérie, par un opérateur économique du secteur particulier société ATMT.

Tableau 1. Caractéristiques des échantillons d'études

Caractéristiques	Désignations	Unités	Echantillons		
			E ₆	E ₅	E _f
Taux de torsion des fils de chaîne sens (S) et sens (Z)	K	Tr/m	900	900	900
Compte en trame	P _{tr}	Fils/10 cm	180	90	126
Diamètre des fils de trame	d _{tr}	mm	0.20	0.20	0.20
Allongement sous charge fixe (800 cN)	Al	%	108	86	92
Largeur	B	mm	100	100	100
Armure	-	-	toile	toile	toile

Le Tableau 2, sont portées des valeurs des tensions (T) propres à chaque échantillon (E) ainsi que les allongements correspondants (Al). Les tensions propres sont calculées expérimentalement lors du choix des matériaux dans le chapitre précédent. Elles découlent des forces expérimentales obtenues pratiquement sur les fils retordus.

A partir du Tableau 2 on peut relever les valeurs correspondantes de tension à chaque moment, ainsi nous pourront comparer ces données calculées de la pression exercée aux résultats expérimentaux.

➤ **Expérimentation**

Sur un cylindre mou, qui a servi de prototype, nous avons reporté les dimensions réelles d'une jambe de taille moyenne comme on le montre la Figure 4. Pour tous les calculs et les expériences pratiques nous avons utilisé les trois échantillons prélevés lors des travaux antérieurs comme indiqué sur le Tableau 1. Ce dernier comporte les tensions appliquées sur les textiles et les allongements correspondants pendant chaque phase, dans les sens croissant et décroissant.

Il est à noter que les allongements et les tensions appliquées sur les textiles sont des paramètres importants pour le calcul de la pression lors de l'utilisation. Ils aident également à en tirer des conclusions lors de l'application pratique des bandages.

Les calculs sont faits pour chaque article enroulé trois fois sur le prototype dans les zones, C1, C2, C3 et C4 en utilisant le modèle donné par la formule (12). Les résultats des calculs sont portés dans les Tableaux 2, 3, 4 et 5. Les valeurs des tensions développées par les échantillons découlent des valeurs des tensions expérimentales exprimant des valeurs réelles.

Tableau 2. Pressions calculées sur les échantillons E5, E6 et Ef dans la zone C1

E_5 :TensionT5 (cN)x10	E_5C_1 :Pression P5 mm (Hg)	E_6 : Tension T6 (cN)x10	E_6C_1 : Pression P6 mm (Hg)	E_f : Tension Tf (cN)x10	E_fC_1 : Pression Pf mm (Hg)
14	7,46	28	14,93	21	11,19
20	10,66	39	20,79	30	15,99
28	14,93	54	28,79	41	21,86
36	19,19	67	35,72	50	26,65
45	23,99	79	42,11	58	30,92
52	27,72	87	46,38	65	34,65
61	32,52	96	51,18	71	37,85
68	36,25	101	53,84	78	41,58
74	39,45	104	55,44	82	43,71
80	42,65	107	57,04	88	46,91
86	45,84	108	57,57	92	49,04

Tableau 3. Pressions calculées sur les échantillons E5, E6 et Ef dans la zone C2

E_5 :Tension cNx10	E_5C_2 :Pression mm Hg	E_6 : Tension cNx10	E_6C_1 :Pression mm Hg	E_f : Tension cNx10	E_fC_2 :Pression mm Hg
14	6,93	28	13,86	21	10,4
20	9,9	39	19,31	30	14,85
28	13,86	54	26,73	41	20,3
36	17,82	67	33,17	50	24,75
45	22,26	79	39,11	58	28,71
52	25,74	87	43,07	65	32,18
61	30,2	96	47,52	71	35,15
68	33,66	101	49,99	78	38,61
74	36,63	104	51,48	82	40,59
80	39,6	107	52,97	88	43,56
86	42,57	108	53,46	92	45,54

Tableau 4. Pressions calculées sur les échantillons E5, E6 et Ef dans la zone C3

E ₅ : Tension cNx10	E ₅ C ₃ :Pression mm Hg	E ₆ :Tension cNx10	E ₆ C ₃ :Pression mm Hg	E _f : Tension cNx10	E _f C ₃ :Pression mm Hg
14	5,88	28	11,76	21	8,82
20	8,4	39	16,38	30	12,6
28	11,76	54	22,68	41	17,22
36	15,12	67	28,14	50	21
45	18,9	79	33,18	58	24,36
52	21,84	87	36,54	65	27,3
61	25,62	96	40,32	71	29,82
68	28,56	101	42,42	78	32,76
74	31,08	104	43,68	82	34,44
80	33,6	107	44,94	88	36,96
86	36,12	108	45,36	92	38,64

Tableau 5. Pressions calculées sur les échantillons E5, E6 et Ef dans la zone C4

E ₅ : Tension cNx10	E ₅ C ₄ :Pression mm Hg	E ₆ : Tension cNx10	E ₆ C ₄ :Pression mm Hg	E _f : Tension cNx10	E _f C ₄ :Pression mm Hg
14	4,98	28	9,95	21	7,46
20	7,11	39	13,56	30	10,66
28	9,95	54	19,19	41	14,57
36	12,79	67	23,81	50	17,77
45	15,99	79	28,08	58	20,61
52	18,48	87	30,91	65	23,1
61	21,68	96	34,12	71	25,23
68	24,17	101	35,89	78	27,72
74	26,3	104	36,96	82	29,14
80	28,43	107	38,03	88	31,27
86	30,56	108	38,38	92	32,7

Les graphes des figures 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 et 16 sont réalisés sur la base des calculs des pressions exercées par les trois bandes élastiques en fonction des tensions expérimentales qui sont des tensions réelles à des intervalles progressifs.

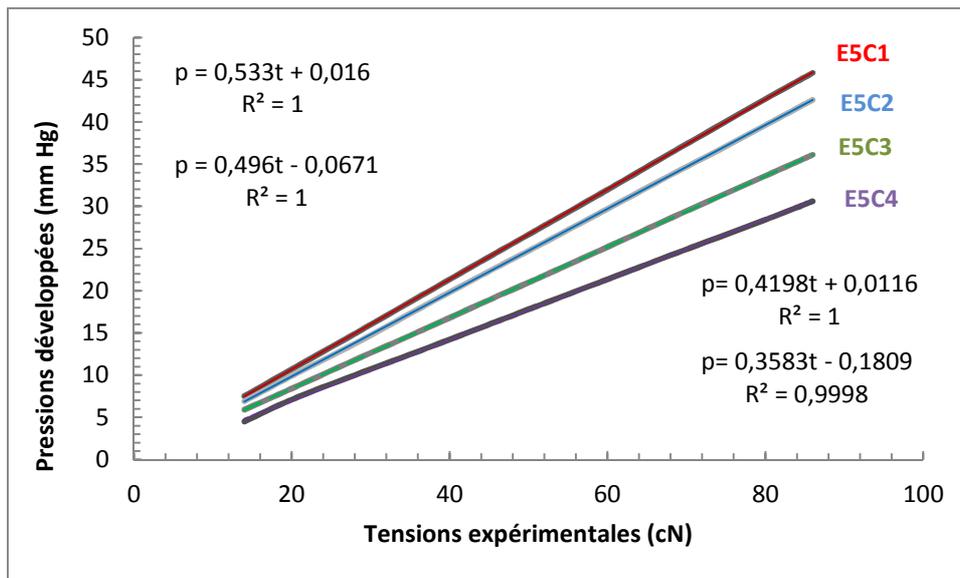


Figure 5. Pressions développées par le textile E₅ au niveau des quatre zones en fonction des forces expérimentales

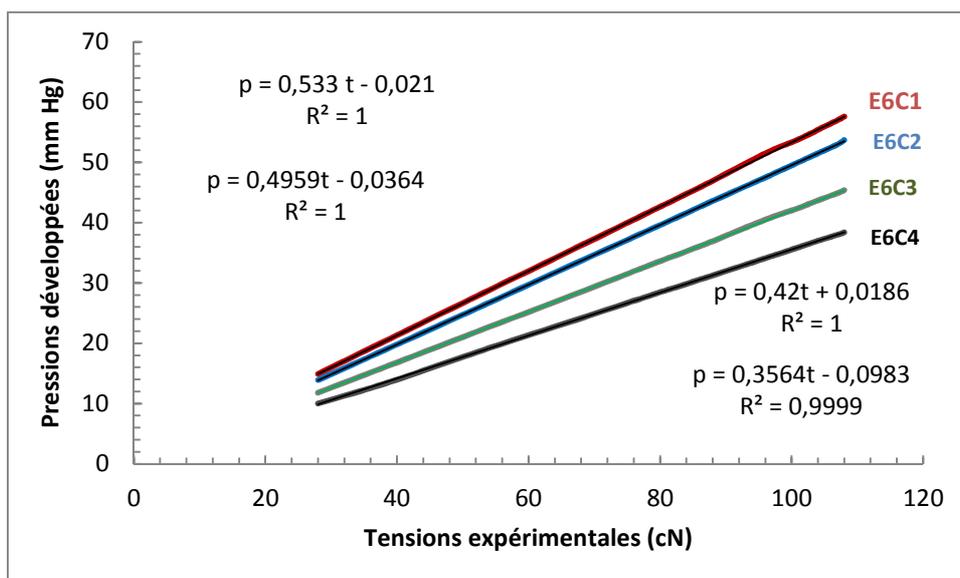


Figure 6. Pressions développées par le textile E₆ au niveau des quatre zones en fonction des forces expérimentales

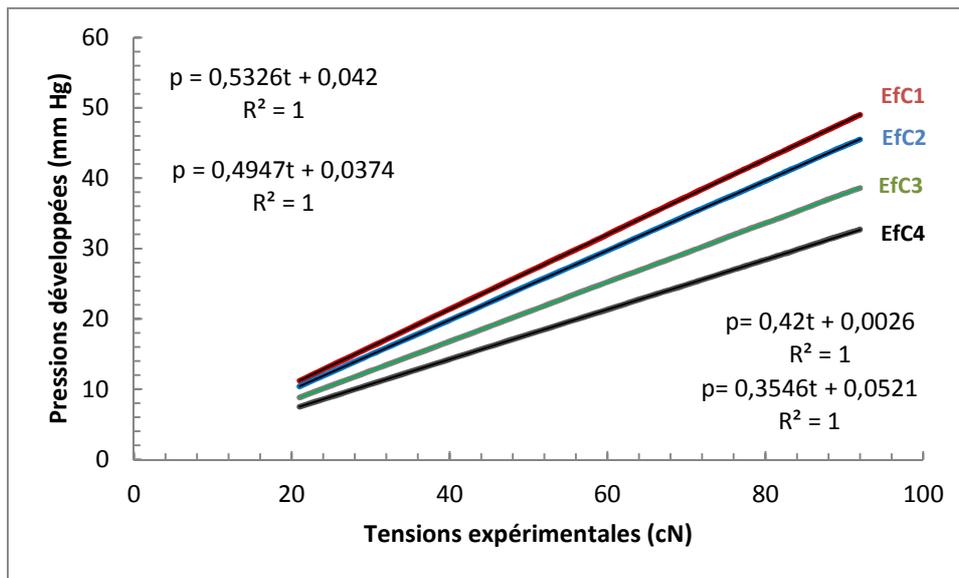


Figure 7. Pressions développées par le textile E_f au niveau des quatre zones en fonction des forces expérimentales

De l'analyse des graphes, il est clair que la tension est le premier facteur qui influence directement avec un grand pourcentage sur la pression exercée par les textiles sur la surface de la jambe dites pressions d'interface. De telles données graphiques sont très importantes car ils permettent de voir clairement les tensions appliquées et de choisir entre elles pour une bonne pratique d'application des bandages en milieu hospitalier.

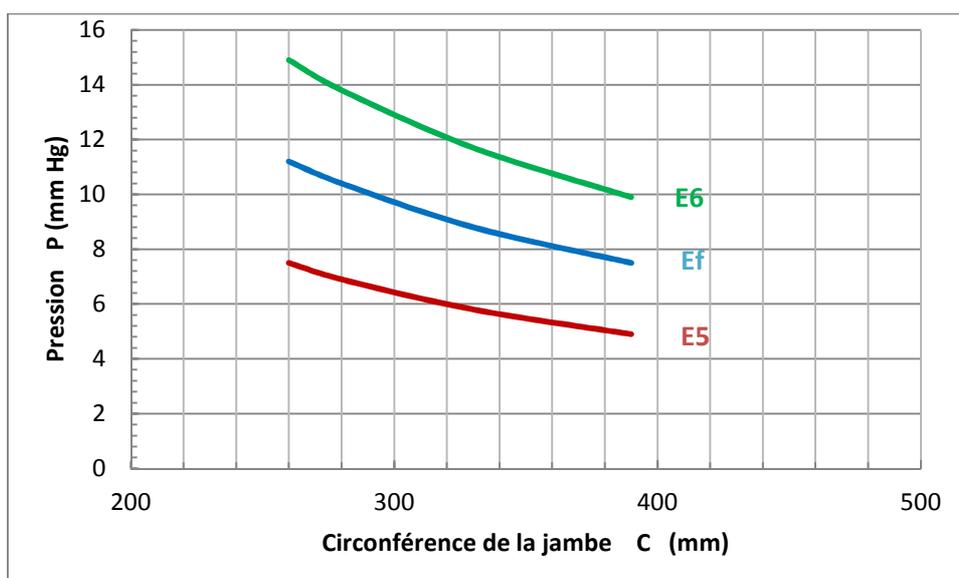


Figure 8. Relation entre la pression et la circonférence de la jambe (pressions minimales)

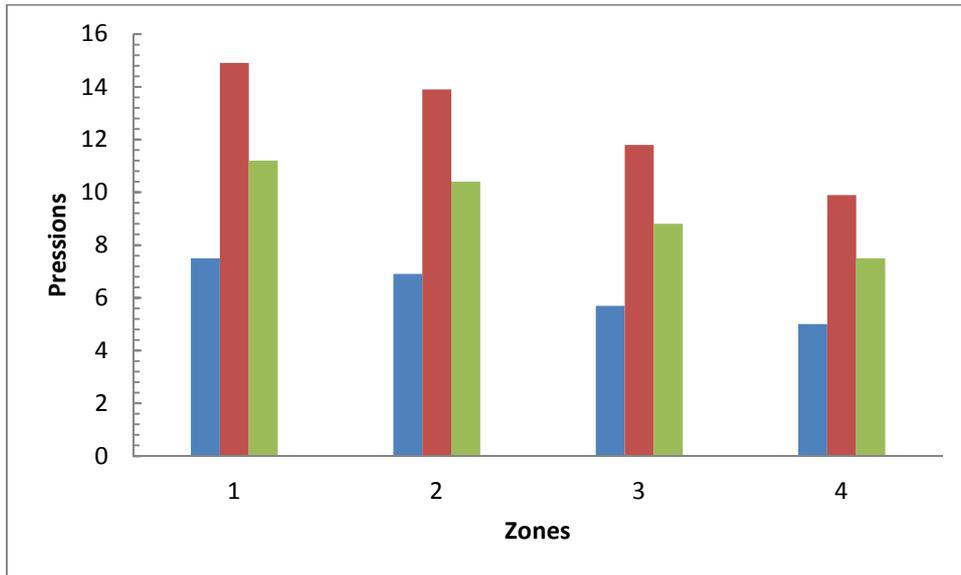


Figure 9. Pressions minimales des échantillons suivant les zones

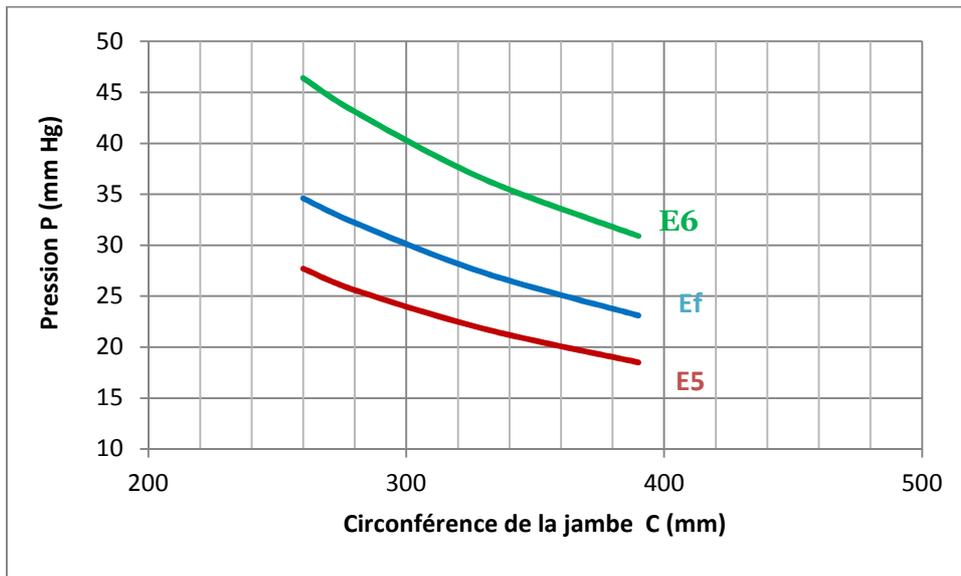


Figure 10. Relation entre la pression et la circonférence de la jambe (pressions moyennes)

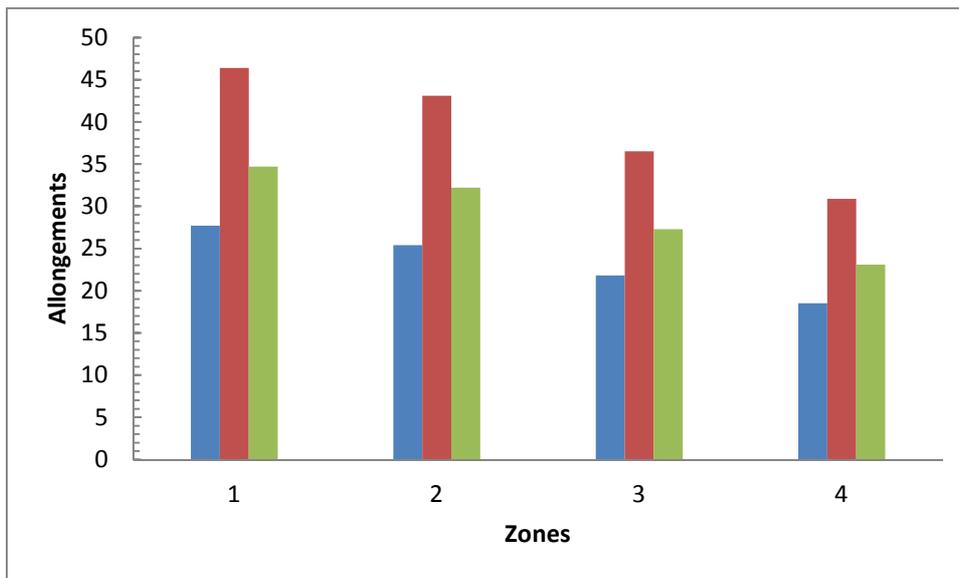


Figure 11. Pressions moyennes des échantillons suivant les zones

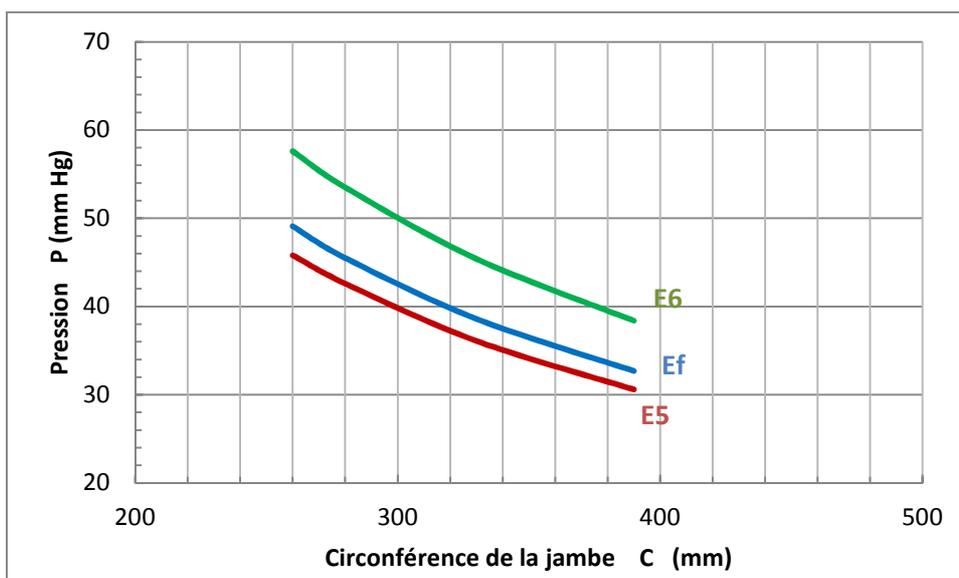


Figure 12. Relation entre la pression et la circonférence de la jambe (pressions maximales)

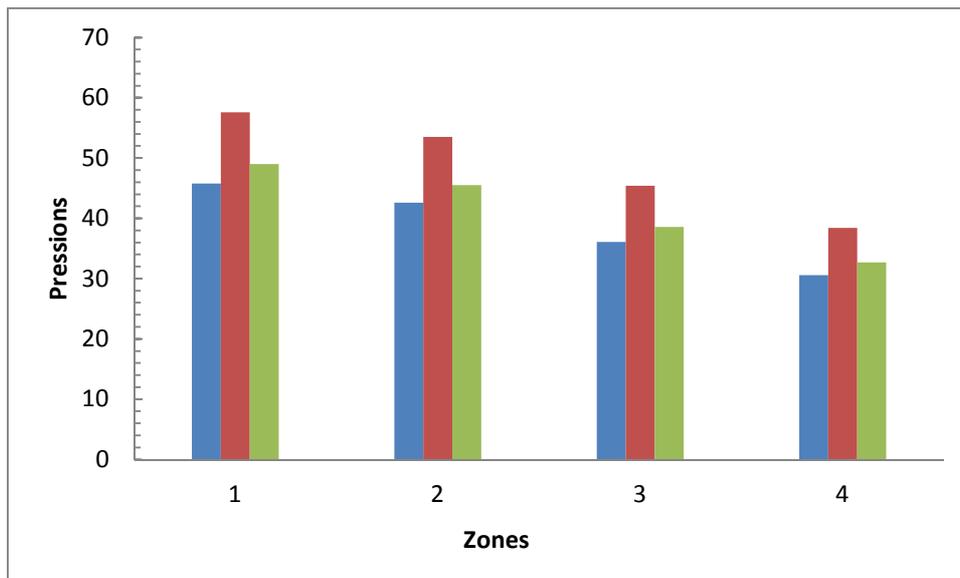


Figure 13. Pressions maximales des échantillons suivant les zones

Pour les pressions minimales appliquées, la différence de pression au niveau de la cheville entre le bandage E_5 et E_6 se trouvant respectivement dans le premier et le dernier rang est de 7.4 mm Hg. Le bandage E_f se situe au milieu avec une valeur approximativement moyenne. La même différence de pression au niveau du mollet est de 5 mm Hg, ces deux valeurs sont proches l'une de l'autre.

Pour les pressions maximales appliquées, la différence de pression au niveau de la cheville entre le bandage E_5 et E_6 se trouvant, respectivement dans le premier et le dernier rang est de 11.8 mm Hg. Le bandage E_f se trouve au milieu avec une valeur approximativement moyenne. La même différence de pression au niveau du mollet est de 7.8 mm Hg.

Nous constatons que la différence de pression au niveau de la cheville est beaucoup plus importante que la différence de pression au niveau du mollet, cela se confirme aussi bien lors de l'emploi des pressions faibles et des pressions fortes.

Si l'on considère l'échantillon final E_f , et à partir des mêmes hypothèses, la différence de pression est de 3.7 mm Hg par rapport au bandage E_5 au niveau de la cheville pour le cas des valeurs minimales de pression tandis que la différence de

pression au niveau du mollet par rapport à la valeur de l'échantillon E₅, elle est de 2.6 mm Hg.

Dans le cas des valeurs maximales de pressions appliquées, la différence de pression entre le bandage E_f et le bandage E₅ au niveau de la cheville est de 3.3 mm Hg tandis que celle au niveau du mollet pour les mêmes bandages est de 2.1 mm Hg.

En conclusion nous pouvons affirmer que le bandage E_f exerce des pressions modérées par rapport aux autres modèles, car d'une part la différence de pressions avec les autres bandages est faible. D'autre part, la différence de pression entre la cheville et le mollet dans le cas du bandage E_f, pour les valeurs minimales est de 1.1 mm Hg tandis que la même différence pour le bandage E₆ elle est de 2.4 mm Hg. La différence de pressions entre la cheville et le mollet dans le cas des pressions fortes pour le bandage E_f est de 1.2 mm Hg tandis que la même différence pour l'échantillon E₅ est de 4 mm Hg. Nous notons donc que les résultats sont satisfaisants.

➤ **Cas d'un bandage à plusieurs couches différentes**

Ce troisième cas représente les bandes de compression multicouches. Dans la pratique, les bandages de ce genre sont appliqués sous la forme de couches superposées dites souvent couches multiples et son application s'effectue de la même façon que les bandes élastiques à simple couche.

Par exemple, les bandes médicales de compression sont appliquées en spirale avec un chevauchement de 50% ou de 33 %. Le nombre de couches dépend du pourcentage de chevauchement, autrement dit un chevauchement de 50 % nécessite deux couches, tandis qu'un chevauchement de 33% nécessite l'utilisation de trois couches sur la jambe.

Thomas [4] a calculé la pression produite par plusieurs couches de bande en multipliant la pression appliquée par une couche par le nombre de couches de la bande, étant donné que la tension est la même dans tous ces couches sans tenir compte de l'épaisseur du textile. Nous avons posé comme condition préalable que si le rapport entre l'épaisseur du textile est supérieur à 0.1, alors il faut tenir compte de son épaisseur.

Dans ce paragraphe nous allons tenir compte de ce facteur et confirmer cette hypothèse car dans la pratique les erreurs dues à la négligence de certains facteurs sans étude peuvent mener à des complications parfois sévères. La formule (12) peut être écrite sous la forme suivante lorsque l'on tient compte du nombre de bandages et de l'épaisseur de chaque bandage.

$$P_n = \sum_{i=1}^n P_i = \sum_{i=1}^n \frac{T_i \cdot n_i \cdot 1471}{D_i \cdot B_i} \quad (30)$$

(C=1471) est le coefficient de conversion des unités des mesure, égal à : (4620/3.14).

$$D_i = D + \sum_{i=1}^n 2e_{i-1}$$

Où

T : Tension du bandage (N)

B : Largeur du bandage (m)

D : Diamètre de la jambe (m)

D_i : Diamètre qui constitue le point d'application de la couche supérieure sur la couche inférieure.

N : Nombre de couches

E : Epaisseur d'une couche

P_n : Pression totale du bandage

Généralement le nombre de couches ne dépasse guère 4 couches, mais dans la majorité des cas nous utilisons 3 couches, c'est pour cette raison que lors des calculs des pressions nous considérons que (n=3). Si l'on considère que (D) est le diamètre de la jambe à un niveau donné et si l'on suppose que $(e/R) < 0.1$, (R étant le rayon de la jambe à un niveau donné) alors nous aurons :

$$D_1 = D + 2e$$

$$D_2 = D_1 + 2e$$

D_1 et D_2 sont, respectivement les diamètres d'application de la deuxième et de la troisième couche, alors $D_2 = D + 2e + 2e = D + 4e$

L'expression (30) prend la forme :

$$P_n = \frac{4413T}{B(D + 4e)} \quad (31)$$

Le D représente le diamètre de la jambe aux points d'application considérés, c'est-à-dire au niveau de la cheville, au-dessus de la cheville, au-dessous du mollet et au niveau de mollet. A partir de ces données : $B=10$ cm, $D=26, 28, 33$ et 39 cm, $e=0.5$ cm.

$$P_n = \frac{4413T}{B(D + 2)} \quad (32)$$

Tableau 6. Pressions calculées sur les échantillons E5, E6 et Ef dans la zone C1 (bandage à différentes couches)

E ₅ : Tension T5 (cN)x10	E ₅ C ₁ : Pression P5 mm (Hg)	E ₆ : Tension T6 (cN)x10	E ₆ C ₁ : Pression P6 mm (Hg)	E _f : Tension Tf (cN)x10	E _f C ₁ : Pression Pf mm (Hg)
14	6	28	12	21	9
20	8,6	39	16,7	30	12,8
28	12	54	23,2	41	17,6
36	15,5	67	28,8	50	21,5
45	19,3	79	33,9	58	24,9
52	22,3	87	37,3	65	27,9
61	26,2	96	41,2	71	30,5
68	29,2	101	43,4	78	33,5
74	31,8	104	44,6	82	35,2
80	34,3	107	45,9	88	37,8
86	36,9	108	46,4	92	39,5

Tableau 7. Pressions calculées sur les échantillons E5, E6 et Ef dans la zone C2 (bandages à différentes couches)

E ₅ : Tension T5 (cN)x10	E ₅ C ₂ : Pression P5 mm (Hg)	E ₆ : Tension T6 (cN)x10	E ₆ C ₂ : Pression P6 mm (Hg)	E _f : Tension Tf (cN)x10	E _f C ₂ : Pression Pf mm (Hg)
14	5,7	28	11,3	21	8,5
20	8,1	39	15,8	30	12,1
28	11,3	54	21,8	41	16,6
36	14,5	67	27,1	50	20,2
45	18,2	79	31,9	58	23,4
52	21	87	35,2	65	26,3
61	24,7	96	38,8	71	28,7
68	27,5	101	40,8	78	31,5
74	29,9	104	42	82	33,1
80	32,3	107	43,2	88	35,6
86	34,8	108	43,6	92	37,2

Tableau 8. Pressions calculées sur les échantillons E5, E6 et Ef dans la zone C3 (bandages à différentes couches)

E ₅ : Tension T5 (cN)x10	E ₅ C ₃ : Pression P5 mm (Hg)	E ₆ : Tension T6 (cN)x10	E ₆ C ₃ : Pression P6 mm (Hg)	E _f : Tension Tf (cN)x10	E _f C ₃ : Pression Pf mm (Hg)
14	4,9	28	9,9	21	7,4
20	7,1	39	13,8	30	10,6
28	9,9	54	19	41	14,5
36	12,7	67	23,6	50	17,6
45	15,9	79	27,9	58	20,5
52	18,3	87	30,7	65	22,9
61	21,5	96	33,9	71	25
68	24	101	35,6	78	27,5
74	26,1	104	36,7	82	28,9
80	28,2	107	37,7	88	31
86	30,3	108	38,1	92	32,5

Tableau 9. Pressions calculées sur les échantillons E5, E6 et Ef dans la zone C4 (bandages à différentes couches)

E ₅ : Tension T5 (cN)x10	E ₅ C ₄ : Pression P5 mm (Hg)	E ₆ : Tension T6 (cN)x10	E ₆ C ₄ : Pression P6 mm (Hg)	E _f : Tension Tf (cN)x10	E _f C ₄ : Pression Pf mm (Hg)
14	4,3	28	8,6	21	6,4
20	6,1	39	11,9	30	9,2
28	8,6	54	16,5	41	12,5
36	11	67	20,5	50	15,3
45	13,8	79	24,2	58	17,7
52	15,9	87	26,6	65	19,9
61	18,7	96	29,4	71	21,7
68	20,8	101	30,9	78	23,9
74	22,6	104	31,8	82	25,1
80	24,5	107	32,7	88	26,9
86	26,3	108	33,1	92	28,2

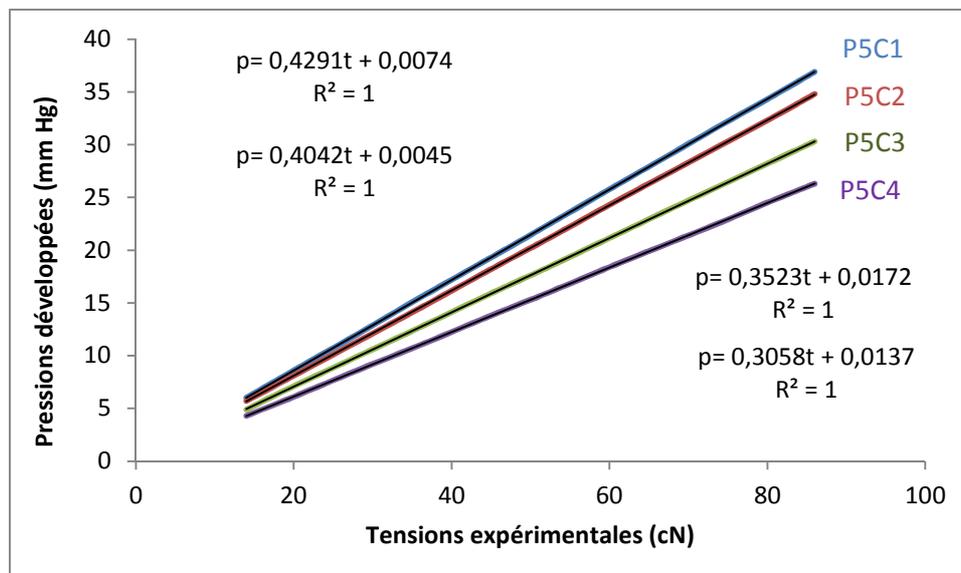


Figure 14. Pressions développées par le textile E₅ au niveau des quatre zones en fonction des forces expérimentales pour textiles multicouches

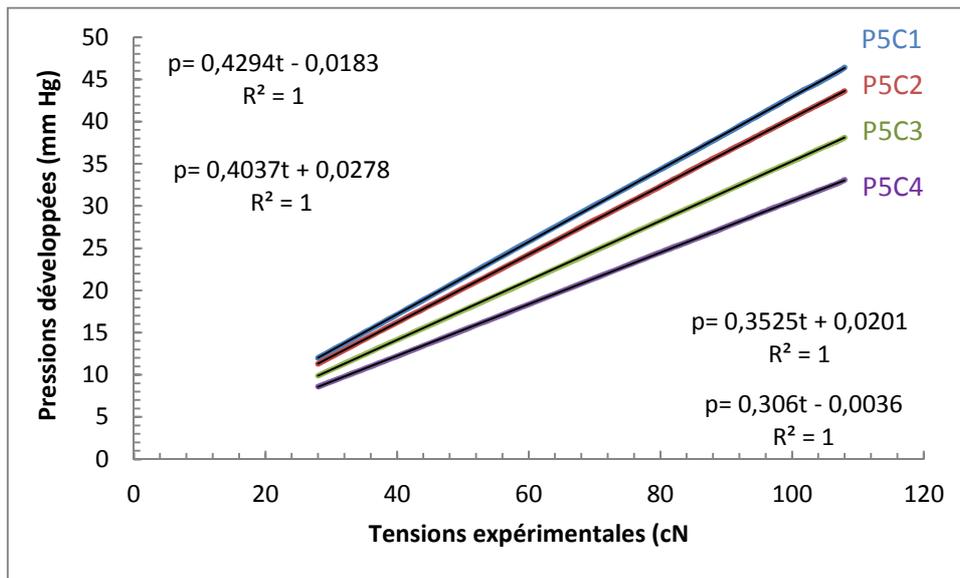


Figure 15. Pressions développées par le textile E₆ au niveau des quatre zones en fonction des forces expérimentales pour textiles multicouches

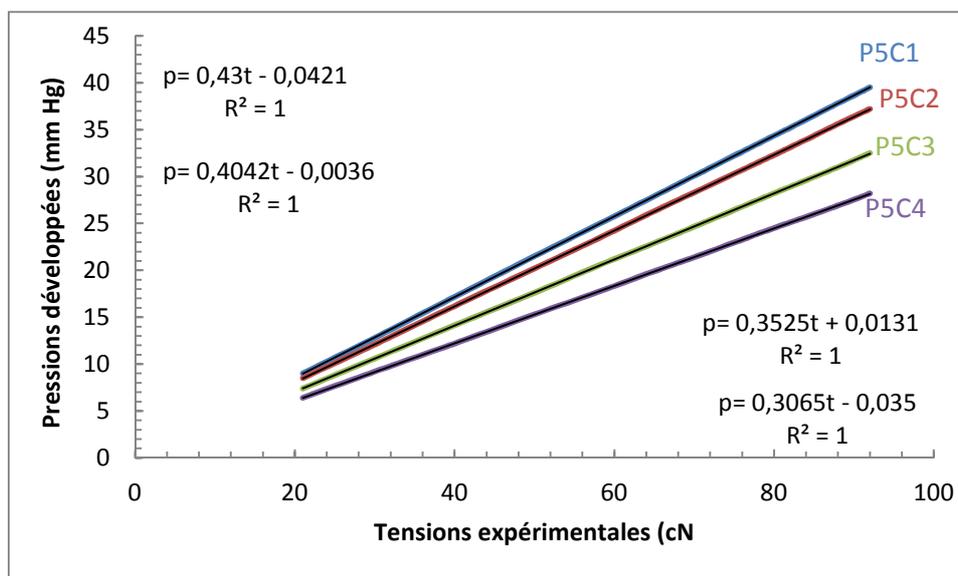


Figure 16. Pressions développées par le textile E_f au niveau des quatre zones en fonction des forces expérimentales pour textiles multicouches

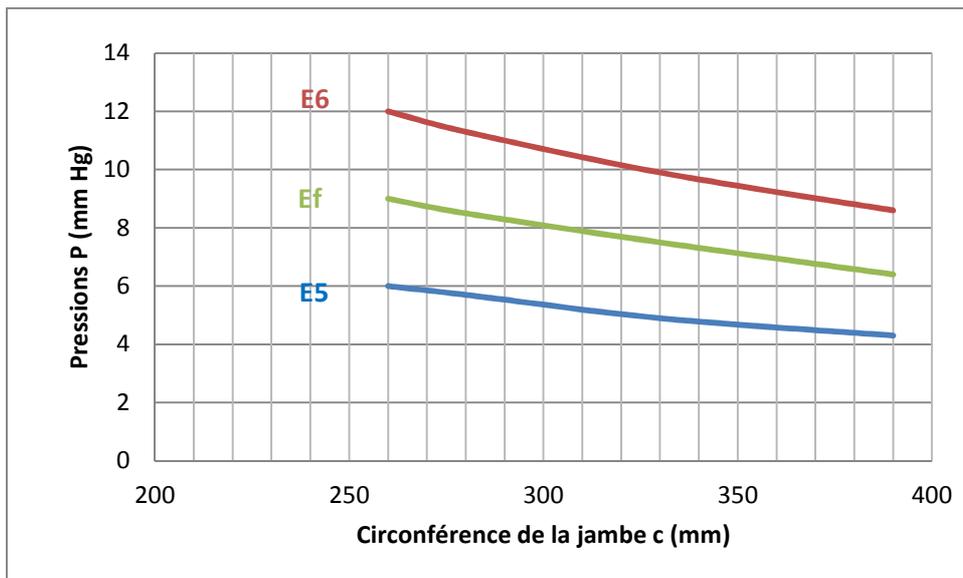


Figure 17. Relation entre la pression et la circonférence de la jambe (textile multicouches, pressions minimales)

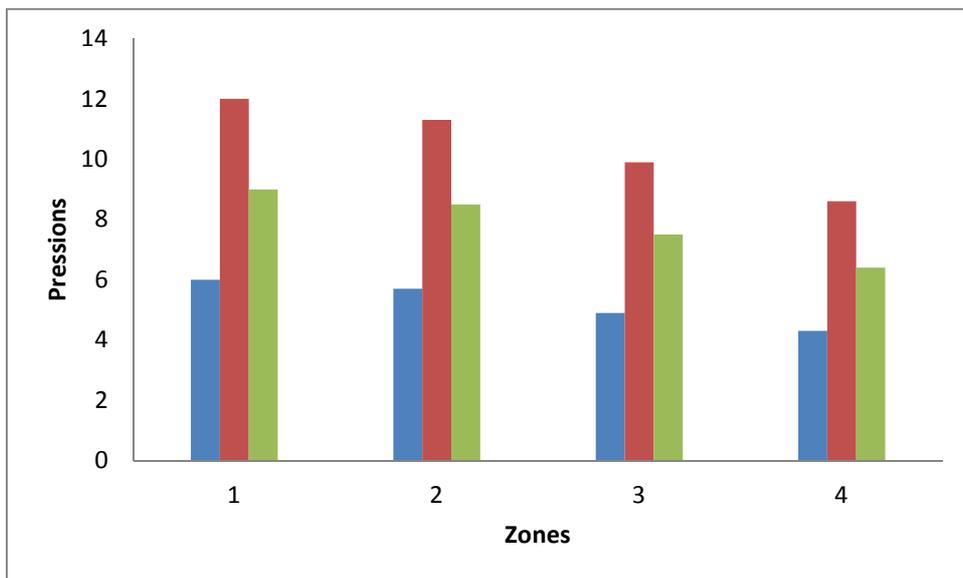


Figure 18. Relation entre la pression et la circonférence de la jambe (textile multicouches, pressions minimales)

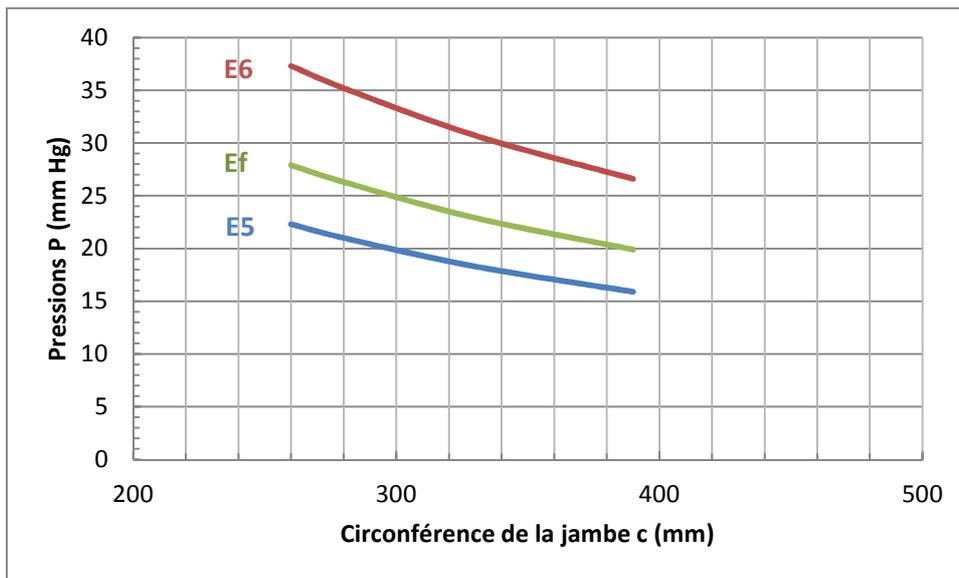


Figure 19. Relation entre la pression et la circonférence de la jambe (textile multicouches, pressions moyennes)

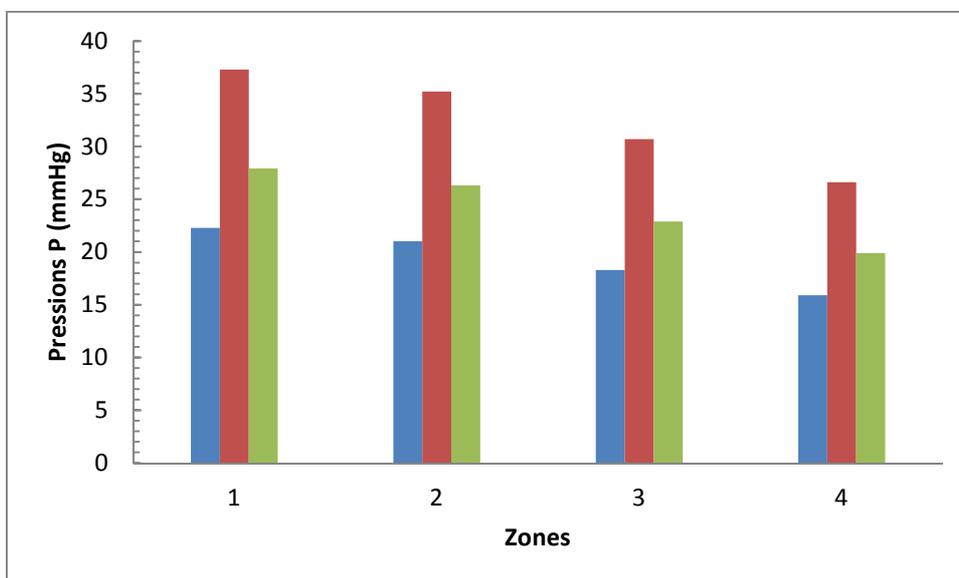


Figure 20. Relation entre la pression et la circonférence de la jambe (textile multicouches, pressions moyennes)

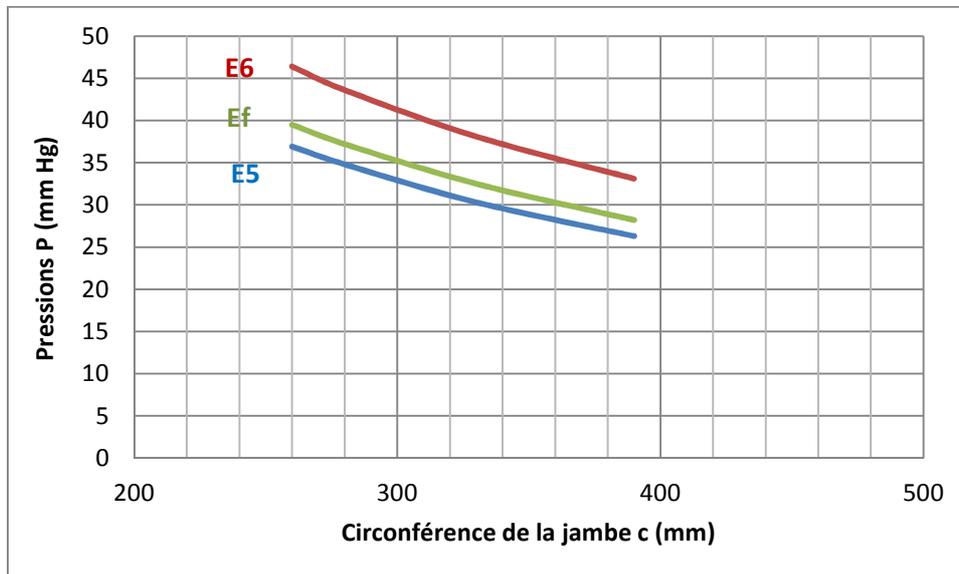


Figure 21. Relation entre la pression et la circonférence de la jambe (textile multicouches, pressions maximales)

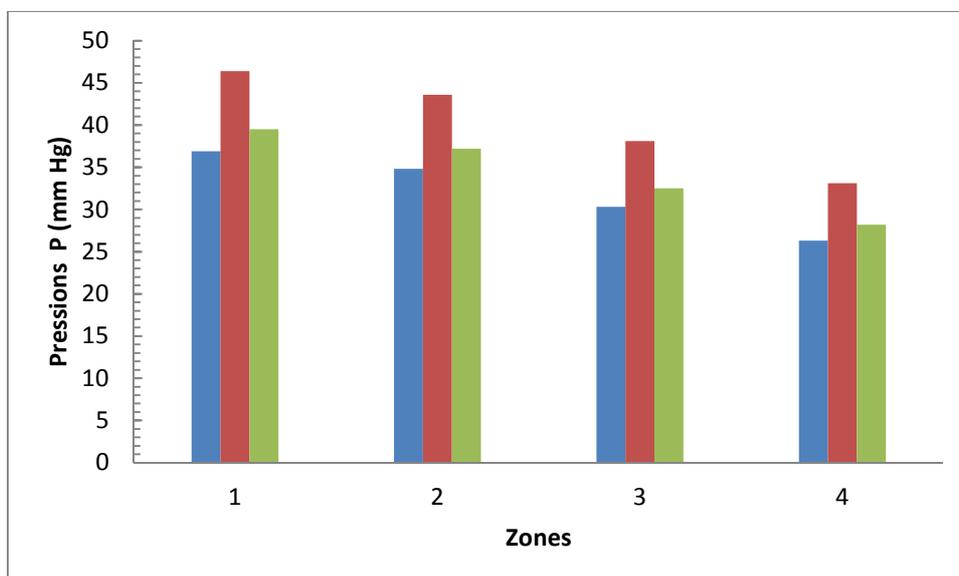


Figure 22. Relation entre la pression et la circonférence de la jambe (textile multicouches, pressions maximales) pour plusieurs zones

Les calculs des pressions en utilisant des bandages réalisés sur la base des données des trois échantillons retenus dans le chapitre précédent sont réalisés pour les mêmes tensions expérimentales utilisées pour le calcul des pressions moyennant des bandages à simple couche mais avec plusieurs spires, il ne faut pas

confondre les bandages dit multicouche et le bandage simple couche. Les bandages dits multicouches sont constitués de plusieurs structures liées entre elles par un moyen d'assemblage quelconque, il peut s'agir d'un collage. Les bandages simple couche se composent d'une seule structure mais l'application s'effectue avec plusieurs couches.

VII- Conclusion

Les résultats obtenus montrent, d'une part, que les bandages simples à plusieurs couches développent des pressions beaucoup plus élevées que ceux dits multicouches. D'autre part les bandages multicouches exercent des pressions beaucoup plus uniformes que les bandages simples à plusieurs couches.

Considérant le même bandage avec une application de plusieurs couches, nous pouvons affirmer que le bandage E_f présente les caractéristiques optimales et exerce des pressions modérées par rapport aux autres modèles car la différence de pressions avec les autres bandages est faible.

References bibliographiques

- [1] H. Partsch. Understanding compression therapy: Understanding the pathophysiological effects of compression. *EWMA Position Document*. pp. 1-20. 2003.
- [2] J.R. Basford. The law of Laplace and its relevance to contemporary medicine and rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 83(8):1165-1170, August 2002.
- [3] S. Thomas. The use of the Laplace equation in the calculation of sub-bandage pressure. *EWMA journal*. 3(1):21-23. 2003.
- [4] S. Thomas. The use of the Laplace equation in the calculation of sub-bandage pressure. *EMWA Journal*. 1, 21-23. 2003.
- [5] A. Das , R. Alagirusamy , D. Goel and P. Garg Internal pressure profiling of medical bandages. *Journal of The Textile Institute*. 101:6, 481-487. 2010.
- [6] E.J. Hearn. *Mechanics of Materials Volume 1: An Introduction to the Mechanics of Elastic and Plastic Deformation of Solids and Structural Materials*. Butterworth-Heinemann. 3 edition, August 1997.

Chapitre 4

*Validation des résultats
expérimentaux des bandages et mise
en œuvre d'un modèle*

I- Introduction

Dans ce paragraphe, nous avons analysé le comportement de la pression réelle interne exercée par des bandages étudiés préalablement. Ces pressions sont mesurées sur une période de temps pour une classe donnée de bandages appelés bandages à simple couche, mais pouvant être appliqués avec plusieurs spires. L'idée de base de ce travail est d'étudier la possibilité de changer la structure et les caractéristiques mécaniques des bandages dans le but d'améliorer le comportement de la compression pendant l'usage.

L'influence d'un certain nombre de paramètres technologiques tels que : la structure du tissu, la dureté de sa surface, la largeur du bandage et la méthode de la disposition des couches ou le chevauchement et la direction d'enroulement, c'est-à-dire, soit du genou vers la cheville, soit de la cheville vers le genou, ont été étudiés à l'aide d'un prototype basé sur le principe pneumatique.

Sur la base des résultats obtenus, certaines caractéristiques ont été recommandées pour le choix du textile avec de meilleurs résultats. Un certain nombre de travaux ont été effectués dans ce domaine, mais la plupart d'entre eux ont utilisé des données de base pour les expériences qui ne se rapprochent pas des cas réels, nous pouvons citer le cas l'emploi de supports rigides alors qu'ils doivent être mous afin de simuler la jambe humaine. Aucun de ces travaux n'a tenu compte du comportement de la pression exercée en temps réel, étant donné que ces bandages sont portés pendant des périodes prolongées, il est important de tenir compte du facteur temps qui reste un élément décisif dans le choix d'un modèle de bandes de compression.

II- Méthode expérimentale

Le principe utilisé est basé sur les changements de la pression dans le fluide par application d'une pression externe. Un volume artificiel a été installé autour de la jambe d'un mannequin (Fig.1) et ensuite gonflé sous pression d'air à un niveau donné pour simuler le comportement mécanique des muscles de la jambe humaine afin de se rapprocher le plus possible de cas réel.

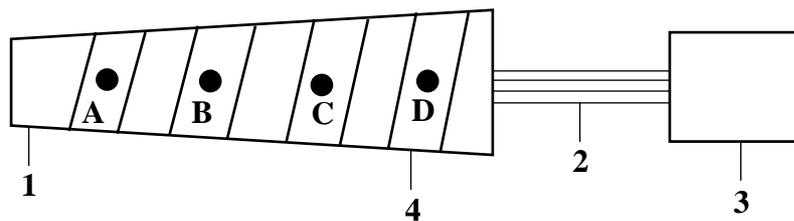


Figure 1. Montage des capteurs sur un mannequin

A : Capteur au niveau de la cheville
B : Capteur au-dessus de la cheville
C : Capteur au-dessous du mollet
D : Capteur au niveau du mollet

1. Forme de jambe
2. Liaison avec l'enregistreur
3. Enregistreur
4. Bandages



Le bandage a été enroulé sur la forme(1) contenant quatre capteurs résistifs (A, B, C et D) Figure 1. Le textile exerce une pression sur la surface molle de la forme de la jambe au niveau de quatre zones se trouvant respectivement, au niveau de la cheville, au-dessus de la cheville, au-dessous du mollet et au niveau du mollet. Tous les capteurs sont reliés par des liaisons (2) à un oscillographe dont l'enregistrement des signaux peut être lus et imprimé sur un papier dans lequel nous pouvons traduire toutes les données nécessaires et interpréter les résultats des analyses.

Étant donné que ces bandages sont portés pendant des périodes prolongées, il est important d'introduire dans les données de base ce facteur qui est un élément d'information important dans la thérapie par compression. Il a également été observé de par de nombreuses études que dès que l'on observe un changement de pression exercée par le bandage, la pression artérielle change aussi, et la vitesse de circulation sanguine varie, alors la pression doit être maintenue en permanence.

II-1.Évaluation expérimentale de la pression interne de la bande Elastique.

II-1.1. Simple couche.

Les expériences sont réalisées en utilisant chaque article enroulé trois fois sur le prototype dans les zones Z_1 , Z_2 , Z_3 et Z_4 .

Les résultats des analyses sont portés dans les Tableaux 1, 2, 3 et 4. Les valeurs des tensions développées par les échantillons découlent des valeurs des tensions expérimentales et sont des valeurs réelles. Etant donné l'impossibilité de réalisation de l'ensemble des expériences à tous les niveaux de tension, nous avons considéré seulement 5 niveaux selon un ordre bien défini.

Nous avons appliqué la bande élastique E_5 sur toute la surface du prototype, et relevé les valeurs de pressions correspondantes pour ce premier article. Les niveaux de tensions sont obtenus par le % d'allongement de la bande élastique lors de l'application, pour cela nous avons marqué la surface du textile par des figures géométriques en forme de carrés tendus correspondant à la valeur de la tension appliquée.

- Allongement de 20 % correspondant à $T_1=140$ mm Hg
- Allongement de 40 % correspondant à $T_2=280$ mm Hg
- Allongement de 60 % correspondant à $T_3=450$ mm Hg
- Allongement de 80 % correspondant à $T_4=610$ mm Hg
- Allongement de 100 % correspondant à $T_5=740$ mm Hg

Tableau 1. Comparaison entre les pressions calculées et réelles relevées au niveau de la zone 1. (Au niveau de la cheville) pour les trois articles étudiés, cas multicouches.

Tension T (cN)	Pression calculées E_5Z_1 (mm Hg)	Pressions réelles E_5Z_1 (mm Hg)	Pression calculées E_6Z_1 (mm Hg)	Pressions réelles E_6Z_1 (mm Hg)	Pression Calculées E_fZ_1 (mm Hg)	Pressions réelles E_fZ_1 (mm Hg)
140	7.5	7.9	14.9	14.1	11.2	11.6
280	14.9	15.7	28.8	29.8	21.7	21.9
450	23.9	24.9	42.1	42.9	30.9	28.6
610	32.5	31.5	51.2	48.5	37.8	36.5
740	39.4	38.6	55.4	53.6	43.7	43.1

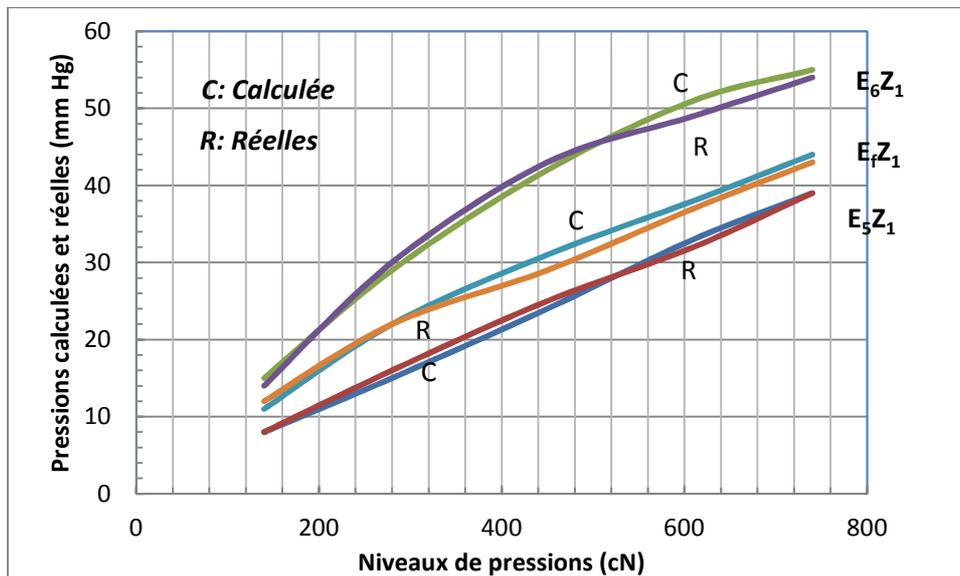


Figure 2. Pressions calculées et réelles obtenues par les bandages E_5 , E_6 et E_f appliqué au niveau de la cheville.

Tableau 2. Comparaison entre les pressions calculées et réelles relevées au niveau de la zone 2. (Au-dessus de la cheville) pour les trois articles étudiés, cas multicouches.

Tension T (cN)	Pression calculées E_5Z_2 (mm Hg)	Pressions réelles E_5Z_2 (mm Hg)	Pression calculées E_6Z_2 (mm Hg)	Pressions réelles E_6Z_2 (mm Hg)	Pression Calculées E_fZ_2 (mm Hg)	Pressions réelles E_fZ_2 (mm Hg)
140	6.93	7.5	13.9	18	10.4	12.3
280	13.9	14	26.7	25.4	20.3	18.4
450	22.3	21.2	39.1	36.5	28.7	28.3
610	30.2	28	47.5	45.2	35.2	37.8
740	36.6	36.8	51.5	50.4	40.6	39

Tableau 3. Comparaison entre les pressions calculées et réelles relevées au niveau de la zone 3. (Au-dessous du mollet) pour les trois articles étudiés, cas multicouches.

Tension T (cN)	Pression calculées E_5Z_3 (mm Hg)	Pressions réelles E_5Z_3 (mm Hg)	Pression calculées E_6Z_3 (mm Hg)	Pressions réelles E_6Z_3 (mm Hg)	Pression Calculées E_fZ_3 (mm Hg)	Pressions réelles E_fZ_3 (mm Hg)
140	5.9	7.2	11.7	11.8	8.8	9.7
280	11.8	12.6	22.7	19.5	17.2	18.4
450	18.9	17.2	33.2	30.2	24.3	24.9
610	25.6	24.3	40.3	27.4	29.8	30.8
740	31.1	28.5	43.7	43.2	34.4	35.1

Tableau 4. Comparaison entre les pressions calculées et réelles relevées au niveau de la zone 4. (Au niveau du mollet) pour les trois articles étudiés, cas multicouches.

Tension T (cN)	Pression calculées E_5Z_4 (mm Hg)	Pressions réelles E_5Z_4 (mm Hg)	Pression calculées E_6Z_4 (mm Hg)	Pressions réelles E_6Z_4 (mm Hg)	Pression Calculées E_fZ_4 (mm Hg)	Pressions réelles E_fZ_4 (mm Hg)
140	4.98	6.9	9.95	12.2	7.46	8.7
280	9.95	10.2	19.19	20.5	14.57	12.8
450	15.99	14.5	28.08	26.4	20.61	19.2
610	21.68	23.1	34.12	30.2	25.23	24.5
740	26.3	25.4	36.96	35.6	29.14	28.9

II-1.2. Multicouches

Le modèle de la formule (31) chapitre 3, est élaboré pour le calcul de la pression d'interface obtenue par un bandage dit multicouche. Ce bandage est composé d'une couche inférieure en polyuréthane d'une épaisseur de 5 mm liée avec à un textile élastique fabriqué avec des fils de chaîne guipés. Les principales caractéristiques de cet article sont portées dans le Tableau 5.

On note que la mesure de la pression exercée par des bandages et sa variation avec le temps devient un facteur très important lors des analyses pratiques. Nous avons appliqué les trois bandes élastiques retenues pour cette étude par une application avec un sens allant de la cheville vers le genou, avec un chevauchement de 45 %. Les capteurs sont reliés vers l'oscillographe par l'intermédiaire de liaisons filaires de l'intérieur du prototype (1).

Tableau 5. Caractéristiques des échantillons tests

Caractéristiques	Désignations	Unités	E ₅	E ₆	E _f
Taux de torsion des fils (S) (Z)	K	Trs/m	900	900	900
Compte en trame du tissu fini	P _{tr}	Fils/10 cm	90	180	126
Epaisseur du tissu fini	e	cm	0.5	0.7	0.6
Allongement sous charge fixe 800 cN	A	%	108	86	92
Largeur du bandage	B	cm	10	10	10
Polyuréthane	b	cm	0.5	0.5	0.5

L'enregistrement des données s'effectue sans interruption pendant une période de 8 heures. Les caractéristiques principales des trois échantillons sont portées dans le Tableau 5. Toutes ces caractéristiques mécaniques ont été développées dans le chapitre 4. Pour plus d'efficacité, tous les échantillons fabriqués pour cette étude sont testés et relaxés pendant 24 heures afin de se rapprocher le plus des résultats pratiques.

Dans cette étude, nous avons utilisé une installation spécialement conçue pour les mesures des pressions d'interface entre le tissu et la surface du prototype, dont l'étendue est de 0 à 32 k Pa, soit 0 à 240 mm Hg. Nous avons choisi ce dispositif car la taille de la cellule de capteur est de 2 x 2 cm, et il est fait de fines couches en matière plastique souple et peut être facilement introduit entre le textile et la surface extérieure du prototype sans affecter la précision de ce dernier. Les expériences ont eu lieu dans la zone 4, c'est-à-dire au niveau du mollet.

Les expériences sont faites pour les échantillons E₅, E₆ et E_f pour, respectivement les zones Z₁, Z₂, Z₃ et Z₄. Dans cette étude, nous avons élaboré un modèle mathématique pour prévoir les pressions appliquées par les trois bandes élastiques conçues au niveau du laboratoire de l'Université.

Tableau 6. Comparaison entre les pressions calculées et réelles relevées au niveau de la zone 1. (Au niveau de la cheville) pour les trois articles étudiés

Tension T (cN)	Pression calculées E ₅ Z ₁ (mm Hg)	Pressions réelles E ₅ Z ₁ (mm Hg)	Pression calculées E ₆ Z ₁ (mm Hg)	Pressions réelles E ₆ Z ₁ (mm Hg)	Pression Calculées E _f Z ₁ (mm Hg)	Pressions réelles E _f Z ₁ (mm Hg)
140	6.0	6.8	12.0	11.6	9.0	9.9
280	12	13.4	23.2	23.8	17.6	18.6
450	19.3	19.5	33.9	32.6	34.9	35.0
610	26.2	25.6	41.2	40.2	37.8	36.5
740	31.8	30.2	44.6	42.6	43.7	43.2

Tableau 7. Comparaison entre les pressions calculées et réelles relevées au niveau de la zone 2. (Au-dessus de la cheville) pour les trois articles étudiés

Tension T (cN)	Pression calculées E ₅ Z ₂ (mm Hg)	Pressions réelles E ₅ Z ₂ (mm Hg)	Pression calculées E ₆ Z ₂ (mm Hg)	Pressions réelles E ₆ Z ₂ (mm Hg)	Pression Calculées E _f Z ₂ (mm Hg)	Pressions réelles E _f Z ₂ (mm Hg)
140	5.7	4.9	11.3	12.6	8.7	9.1
280	11.3	10.6	21.8	21.2	16.6	17.9
450	18.2	19.7	31.9	40.5	23.4	22.1
610	24.7	23.10	38.8	36.1	28.7	26.2
740	29.9	27.8	42	37.8	33.1	30.6

Tableau 8. Comparaison entre les pressions calculées et réelles relevées au niveau de la zone 3.
(Au-dessous du mollet) pour les trois articles étudiés

Tension T (cN)	Pression calculées E ₅ Z ₃ (mm Hg)	Pressions réelles E ₅ Z ₃ (mm Hg)	Pression calculées E ₆ Z ₃ (mm Hg)	Pressions réelles E ₆ Z ₃ (mm Hg)	Pression Calculées E _f Z ₃ (mm Hg)	Pressions réelles E _f Z ₃ (mm Hg)
140	4.9	4.6	9.9	10.2	7.4	7.5
280	9.9	10.2	19	20.3	14.5	15.4
450	15.9	15.2	27.9	26.5	20.5	18.2
610	21.5	20.5	33.9	32.1	25	25.6
740	26.1	24.6	36.7	34.2	28.9	26.4

Tableau 9. Comparaison entre les pressions calculées et réelles relevées au niveau de la zone 4.
(Au niveau du mollet) pour les trois articles étudiés

Tension T (cN)	Pression calculées E ₅ Z ₄ (mm Hg)	Pressions réelles E ₅ Z ₄ (mm Hg)	Pression calculées E ₆ Z ₄ (mm Hg)	Pressions réelles E ₆ Z ₄ (mm Hg)	Pression Calculées E _f Z ₄ (mm Hg)	Pressions réelles E _f Z ₄ (mm Hg)
140	4.3	4.4	8.6	7.9	6.4	5.9
280	8.6	9.1	16.5	15.4	12.5	11.8
450	13.8	13.9	24.2	23.6	17.7	17.2
610	18.7	17.8	29.4	28.9	21.7	20.4
740	22.6	21.5	31.8	30.6	25.1	24.2

IV Interprétation des résultats

Étant donné le nombre important d'expériences, cinq niveaux de tensions ont été choisis : $T_1=140$ cN, $T_2= 280$, $T_3=450$, $T_4= 610$ et $T_5=740$.

Cette première approche décrit l'utilisation d'un bandage à simple couche avec un nombre de spire égal à 3. Les résultats des expériences cas de la bande élastique simple couche, plusieurs spires sont portées dans les tableaux récapitulatifs 2, 3, 4 et 5. L'ensemble des échantillons ont été soumis aux mêmes tensions lors de l'application.

Étant donné que les calculs théoriques ne tiennent pas compte de l'épaisseur du textile même dans le cas du choix de 3 couches, les contraintes sont pratiquement les mêmes lors de l'application des efforts pendant l'expérimentation.

Les résultats de calculs sont en parfaite concordance avec ceux expérimentaux. Le modèle étudié pourrait aider les praticiens à améliorer la fonction des bandages élastiques de compression pour prévoir avec exactitude la pression produite par un matériau compressif.

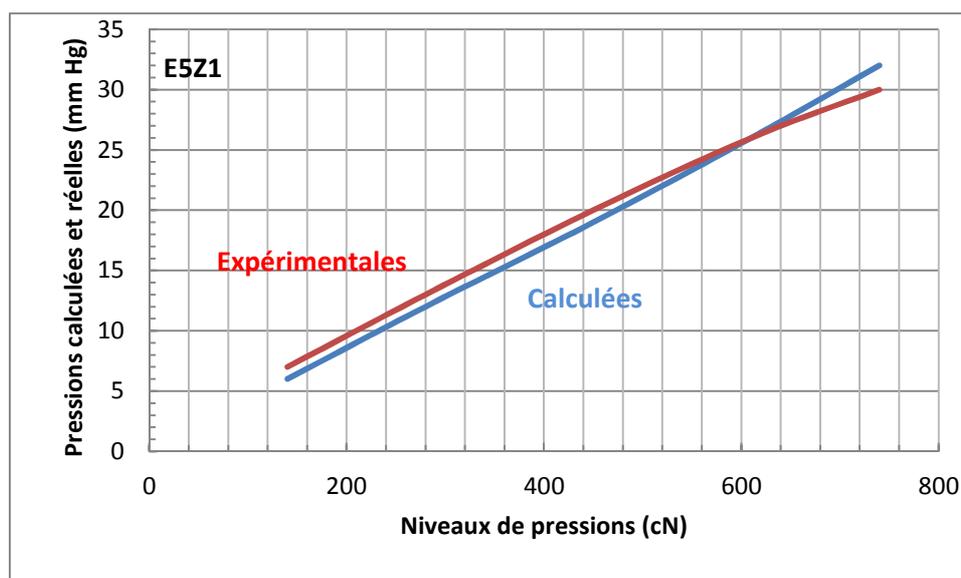


Figure 3. Pressions calculées et réelles obtenues par le bandage E₅ appliqué au niveau de la cheville

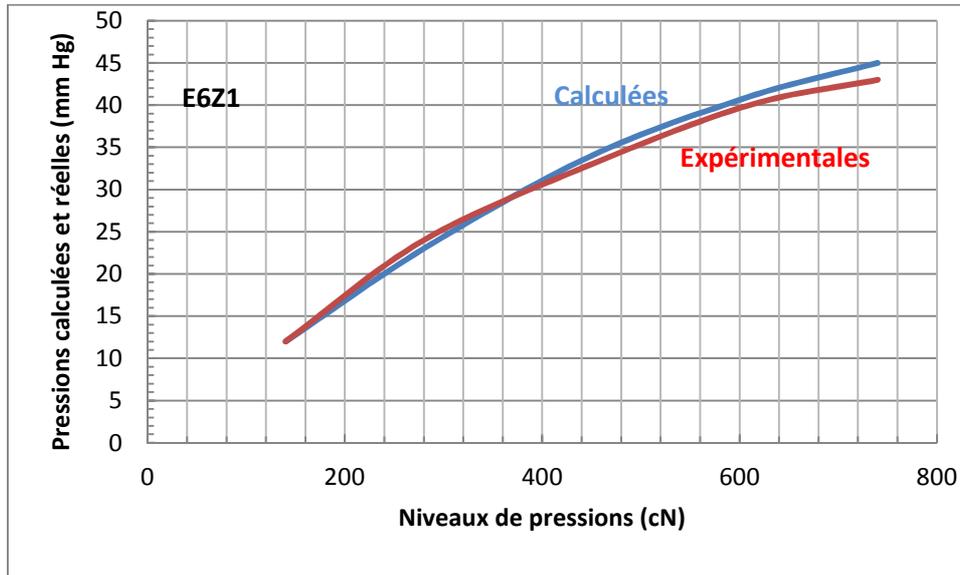


Figure 4. Pressions calculées et réelles obtenues par le bandage E_6 appliqué au niveau de la cheville.

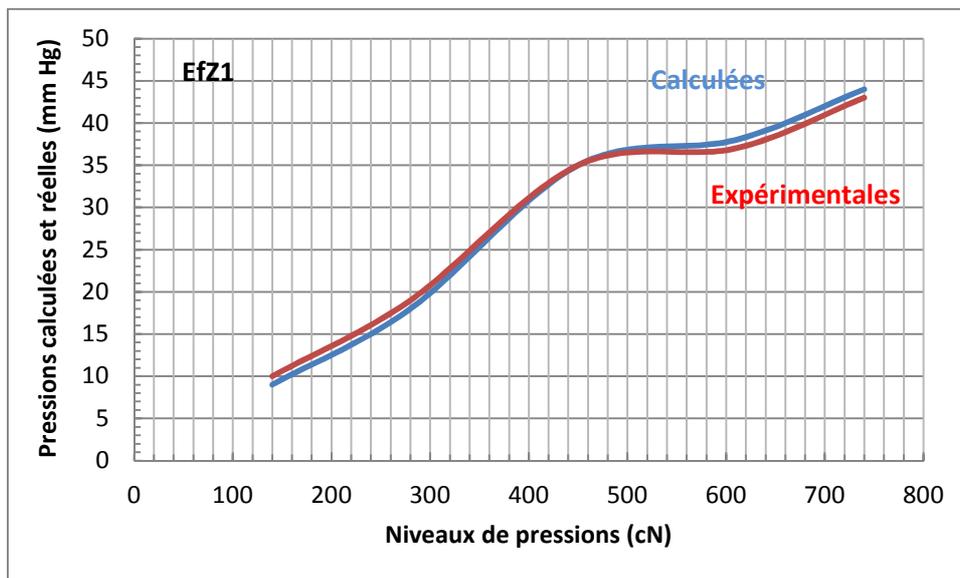


Figure 5. Pressions calculées et réelles obtenues par le bandage E_f appliqué au niveau de la cheville.

Les Figures 3, 4 et 5 montrent la relation qui existe entre les pressions calculées lors de l'utilisation des bandes élastiques E_5 , E_6 et E_f , calculées et appliquée au niveau de la cheville et les valeurs réelles obtenues lors des expérimentations dans la même zone et pour les même échantillons. Les courbes de pressions, calculées et réelles sont presque les même sauf que pour les tensions

élevées, la pressions a déviées légèrement, cela est dû probablement à la régularité des tensions appliquées lors de la pose des bandes élastiques.

Dans la Figure 3 il y a un certain désordre dans les pressions réelles, les courbes ne sont pas parallèles, cela est dû à la tension appliquées pendant l'enroulement de la bande sur la forme de jambe. Les courbes sont rapprochées ce qui signifie que les résultats expérimentaux sont proches des résultats des calculs théoriques et le modèle proposé est valide.

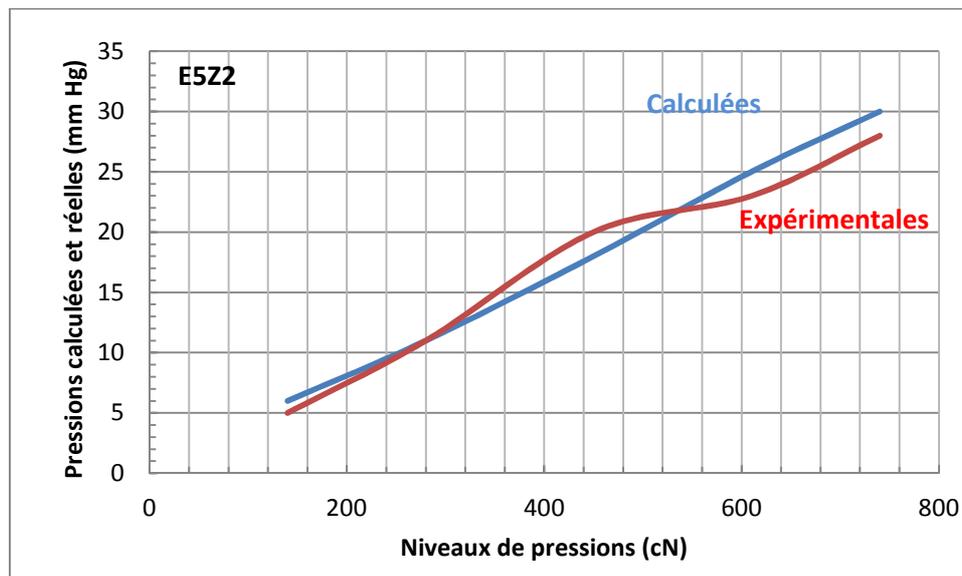


Figure 6. Pressions calculées et réelles obtenues par le bandage E₅ appliqué au-dessus de la cheville.

Les Figures 6, 7 et 8 représentent les pressions calculées théorique et les pressions pratiques dans la zone au-dessus de la cheville.

Pour les tensions allant de 140 cN à environ 250 cN les courbes sont presque parallèles et rapprochées. Au-delà de 250 cN, les pressions réelles ne suivent plus une loi normale, il y a une déviation des résultats par rapport à la courbe des valeurs de pressions calculées théoriquement.

La figure 6 montre une déviation significative à partir de 300 cN, pour une tension de 450 cN nous obtenons une pression assez élevée par rapport à la pression calculée.

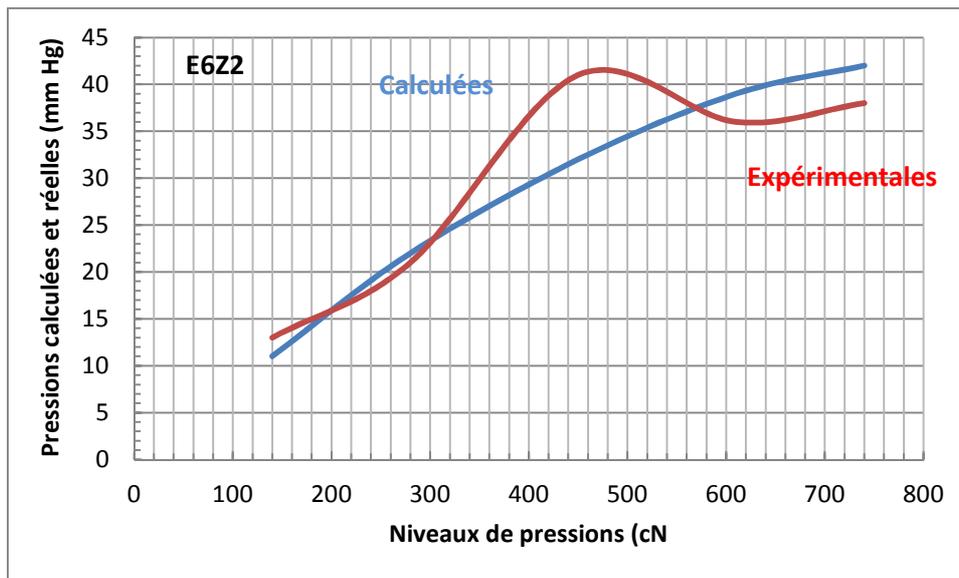


Figure 7. Pressions calculées et réelles obtenues par le bandage E₆ appliqué au-dessus de la cheville.

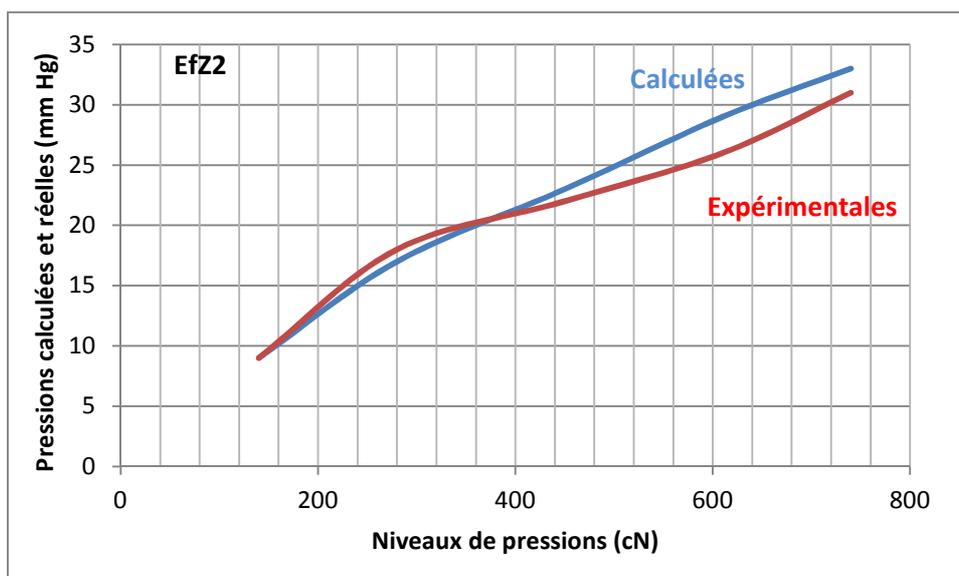


Figure 8. Pressions calculées et réelles obtenues par le bandage E_f appliqué au-dessus de la cheville.

Sur la Figure 6 les deux courbes sont rapprochées et presque parallèles de 140 cN à 400 cN, et on remarque une légère déviation. Pour 740 cN et plus les valeurs réelles tendent à se rapprocher des valeurs calculées.

Les Figures 9, 10 et 11 représentent les courbes des pressions calculées et réelles obtenues par l'application des échantillons E₅, E₆ et E_f dans la zone située au-dessous du mollet.

On remarque que lors de l'application de l'échantillon E₅ on obtient des pressions dont la courbe correspondante aux pressions réelles est très proche de la courbe correspondant aux valeurs de pression calculées. Entre 140 cN et 300 cN les deux courbes sont presque superposées où on note une légère séparation à partir de 350 cN.

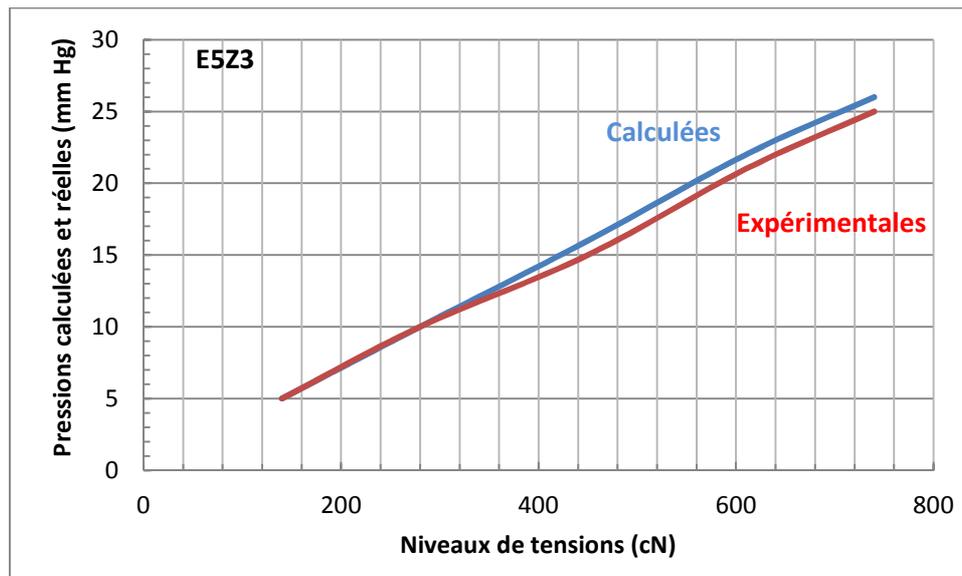


Figure 9. Pressions calculées et réelles obtenues par le bandage E₅ appliqué au-dessous du mollet.

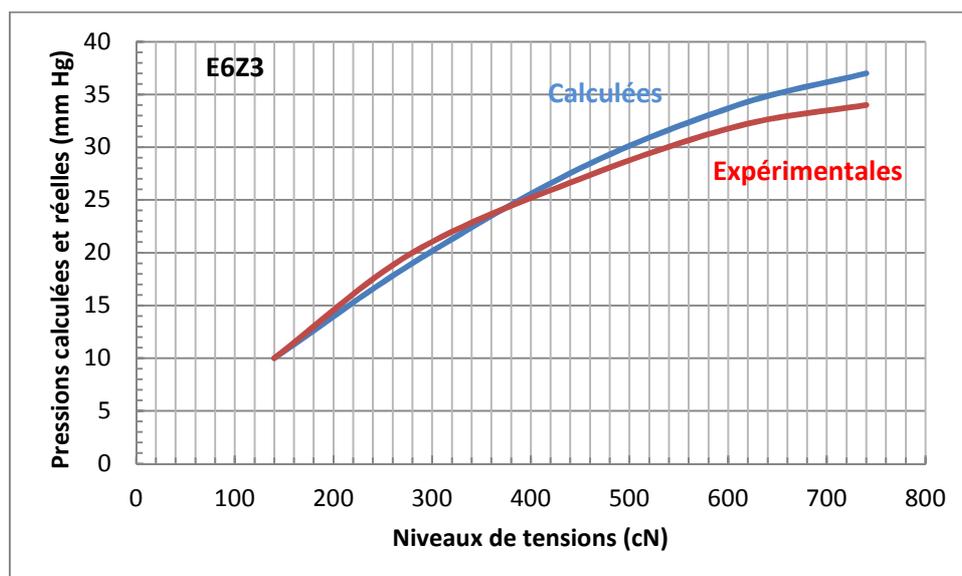


Figure 10. Pressions calculées et réelles obtenues par le bandage E₆ appliqué au-dessous du mollet.

Dans la Figure 10, on remarque que les deux courbes sont presque parallèles entre 140 cN et 400 cN, mais au-delà de 450 cN, ces deux courbes se séparent et l'intervalle de variation est significatif à partir de 700 cN. Dans la Figure 11 la courbe correspondante aux valeurs de pression réelles présente une variation de l'intervalle avec la courbe correspondante aux valeurs calculées à partir de 300 cN.

La déviation s'explique surtout, par le manque d'expérience lors de l'application des bandes élastiques sur la jambe car c'est une pratique très délicate et doit être réalisée par des personnes qualifiées dans ce domaine.

Comme nous l'avons constaté précédemment, la pression d'interface dépend en premier lieu de la tension appliquées, or cette tension est appliquée manuellement sans aucun appareil de mesure de la tension lors de l'application et ce qui cause les grandes déviations des pressions réelles. Ainsi ce problème ne se pose pas pour les pressions théoriques.

Les Figure 12, 13 et 14 représentent une comparaison entre les pressions calculées et réelles obtenues par l'application de la bande élastique E_f au niveau du mollet, c'est la zone de plus grande circonférence par rapport aux autres zones.

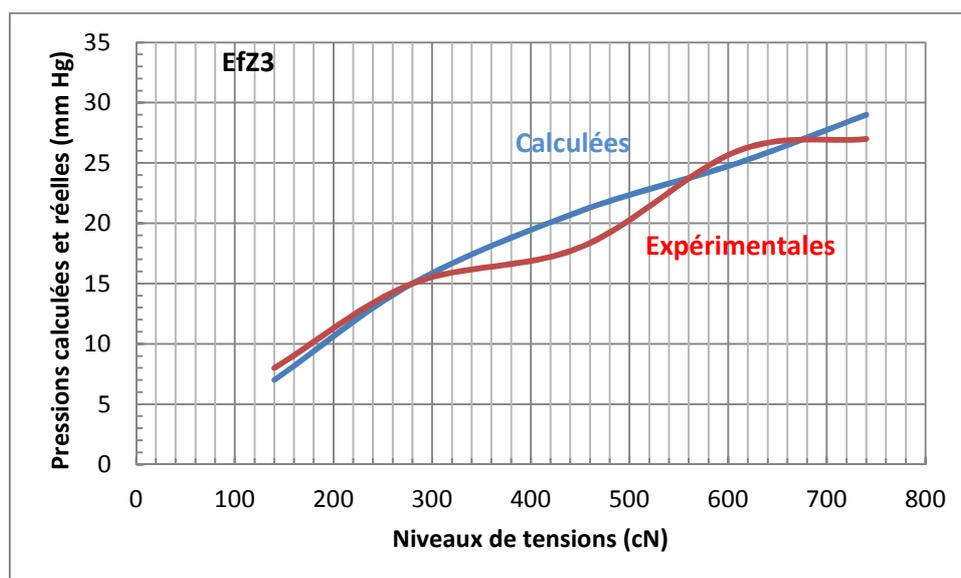


Figure 11. Pressions calculées et réelles obtenues par le bandage E_f appliqué au-dessous du mollet.

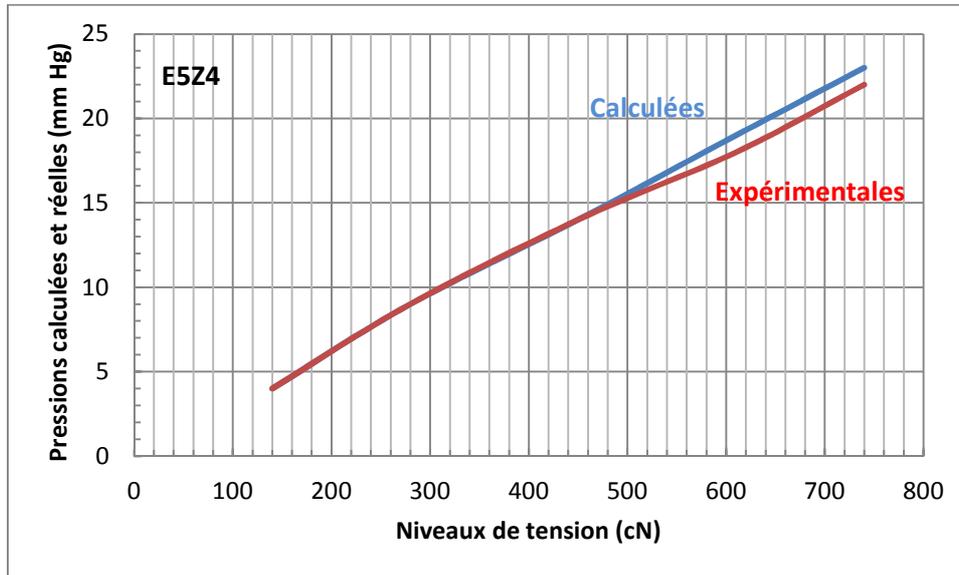


Figure 12. Pressions calculées et réelles obtenues par le bandage E5 appliqué au niveau du mollet.

La Figure 10 montre des résultats intéressants dans cette analyse où on constate que de 140 à 500 cN les deux courbes se superposent, la séparation ne commence qu'à partir de 500 cN, phénomène que nous n'avons pas remarqué dans les autres zones. Dans la Figure 12 les deux courbes sont presque parallèles mais avec un certain intervalle qui est plus ou moins constant entre les deux.

On remarque aussi que les pressions calculées sont toutes sur le même plan inférieur, alors que pour la plupart des cas les valeurs des pressions calculées changent de plan à une certaine valeur de tension du bandage. Nous remarquons Le même comportement est constaté à la Figure 13, où une certaine déviation à 600 cN se remarquer.

En conclusion on peut affirmer que les résultats expérimentaux obtenus lors de l'application de la bande élastique E_f suivent pratiquement les mêmes courbes données par les résultats des calculs théoriques. Ce textile a un allongement de 92 % et une densité linéaire de 126 fils / 10 cm.

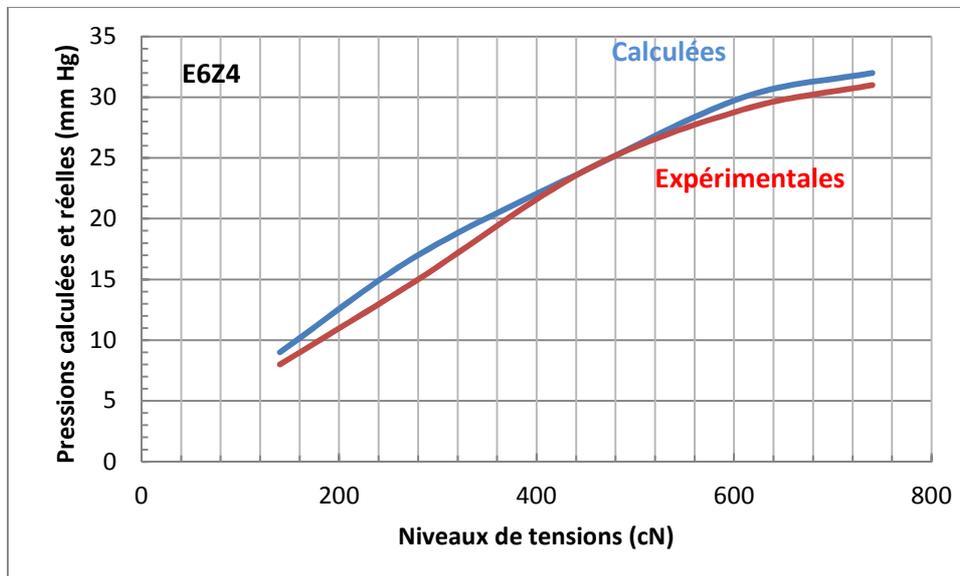


Figure 13. Pressions calculées et réelles obtenues par le bandage E_6 appliqué au niveau du mollet.

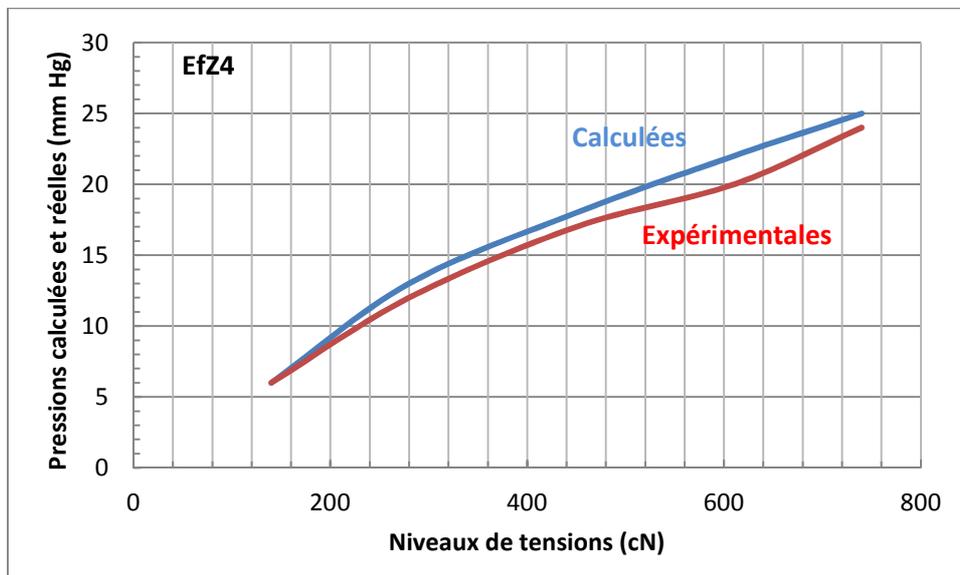


Figure 14. Pressions calculées et réelles obtenues par le bandage E_f appliqué au niveau du mollet.

V- Conclusion

En utilisant les bandages simple couche, la pression du textile est directement transmise sur la surface de la jambe car le rapport entre l'épaisseur du tissu et le rayon d'application est inférieur à 0.1.

Parmi les quatre zones considérées, une déviation significative est observée au niveau des trois premières zones, par contre au niveau du mollet, les pressions réelles sont plus ou moins uniformes et en même temps plus rapprochées aux pressions calculées.

Au niveau de la cheville et dans les zones intermédiaires, les courbes correspondantes aux valeurs de pressions réelles changent de plan par rapport à la courbe des valeurs calculées.

Les déviations ne sont pas très importantes par conséquent le modèle proposé pour l'évaluation des pressions d'interface est vérifié expérimentalement, il peut donc être utilisé pour l'évaluation des pressions appliquées par un bandage.

Conclusion Générale et Perspectives

Conclusions

Le document décrit le travail effectué de modélisation et caractérisation des bandes de compression utilisées dans le traitement des ulcères des membres inférieurs.

Afin d'améliorer les connaissances scientifiques au sujet de la réponse biomécanique d'une jambe humaine sous contention, un modèle mathématique a été utilisé pour décrire la pression d'interface appliquée par bandage multicouche et sa validation expérimentale.

La littérature indique que l'utilisation de bandes compressives est efficace pour la prise en charge des ulcères veineux des jambes, mais les résultats rapportés doivent être confirmés par des études de plus grande envergure. Des études sur le rôle des bandages de compression dans la prise en charge des œdèmes des membres inférieurs sont nécessaires, mais elles pourraient être difficiles à mettre en œuvre jusqu'à ce que des outils de mesure appropriés soient conçus et normalisés. Finalement, les recherches permettant des temps de port plus courts et des formes de bandages qui répondent aux besoins psychosociaux des patients, permettront d'améliorer l'issue et la qualité de vie des patients souffrant d'ulcères veineux.

La pression exercée par la bande dépend de la structure du tissu, des caractéristiques élastomères du bandage, de la tension appliquée, du nombre de couches superposées et des caractéristiques anatomiques (taille et forme) du membre.

Selon la loi de Laplace, lors de l'application d'un bandage avec la même tension, on obtient une valeur de pression qui diminue au fur et à mesure de l'augmentation du rayon de la jambe. Par conséquent, sans modifier la tension appliquée, nous avons une baisse de pression du bas vers le haut en raison de la conformation conique inversée de la jambe.

Il a été démontré que la pression développée par n'importe quel système de contention sur une période donnée est déterminée par des interactions complexes entre quatre facteurs principaux :

- la structure physique du matériau
- les propriétés élastiques du bandage
- la taille et la forme du membre inférieur
- la compétence et la technique du praticien

La technologie de fabrication des bandes élastiques étudiée dans ce travail de recherche est destinée à la compréhension de la structure des étoffes textiles utilisées. Un bref aperçu sur le principe de fabrication et sur les caractéristiques mécaniques ont été mis en valeur. Les données utilisées sont le résultat du comportement pendant l'usage des trois types d'article étudiés.

Parmi les résultats obtenus à partir de différents échantillons fabriqués avec des densités, des diamètres en trame et des torsion des fils de chaîne variables, relatifs à l'article AT1 AT2 ET AT3, il a été retenu trois échantillons E₅, E₆ et E_f qui présentent des allongements respectifs de 86, 108 et 92 % pour la même charge.

Les pressions développées par les textiles E₅, E₆ et E_f au niveau des quatre zones en fonction des forces expérimentales prennent une allure de courbe rectiligne de type droite de forme $(y = ax + b)$. De l'analyse des graphes, il est à remarquer que la tension est le premier facteur qui influe directement sur la pression exercée par les textiles sur la surface de la jambe.

Les résultats obtenus montrent, d'une part, que les bandages simples à plusieurs couches développent des pressions beaucoup plus élevées que ceux dits multicouches. D'autre part les bandages multicouches exercent des pressions beaucoup plus uniformes que les bandages simples à plusieurs couches.

Considérant le même bandage avec une application de plusieurs couches, nous pouvons affirmer que le bandage E_f présente les caractéristiques optimales et exerce des pressions modérées par rapport aux autres modèles car la différence de pressions avec les autres bandages est faible.

Sur la base des résultats de la recherche, d'autres conclusions peuvent être tirées:

- Concevoir des produits de compression à pression constante exercée sur la jambe de l'utilisateur, doit être précédée par des investigations caractéristique mécanique du tissu fabriqué, soit la dépendance de la force par rapport à l'allongement relatif à un large domaine d'allongements, comme la formule de

Laplace montre que la valeur de la pression de l'unité dépend en proportion directe sur le quotient de la force de la circonférence et de la circonférence du textile, qui entoure le corps.

- Les textiles conçus pour la fabrication de bandes de contention soutien à la thérapie des ulcères de jambes doivent être caractérisées par des plages suffisantes d'élongations et les forces relatives qui garantiront l'obtention des valeurs prédéfinies recommandées de l'unité de pressions sein de la gamme de $P = 15$ à 46 mm Hg pour les circonférences des parties de la jambe du corps humain.
- Confectionner des bandes de compression consacrées au traitement des ulcères veineux de manière indépendante des valeurs de la circonférence de la jambe du patient, ne garantit pas que la pression unitaire supposée constante soit obtenue.

Communications Internationales
Au Congrès International de la Recherche Appliquée en Textile
(CIRAT)

Nom des auteurs: **B. CHEMANI** and **R. HALFAOUI**

1. Intitulé : ***Méchanical effect of elastic textiles in the treatment of venous ulcers on the human leg.***

Date : 24/01/2013 au 27 Janvier 2013

Lieu : **CIRAT-5 Monastir- Tunisie.**

Nom des auteurs: **B. CHEMANI** and **R. HALFAOUI**

2. Intitulé : ***Characterization of a composite material for parts textile machinery (handle)***

Date : 02/12/2010 au 05 December 2010

Lieu : **CIRAT-4 Monastir – Tunisie.**

Nom des auteurs: **B. CHEMANI** and **R. HALFAOUI**

3. Intitulé : ***The elastic behavior of the technical textiles during the use***

Date : 13/11/2008 au 16 Novembre 2008

Lieu : **CIRAT-3 Sousse- Tunisie**

Nom des auteurs: **B. CHEMANI** and **R. HALFAOUI**

4. Intitulé : ***The constraints wire in weaving at high speed.***

Date : 13/11/2008 au 16 Novembre 2008

Lieu : **CIRAT-3 Sousse- Tunisie.**

Nom des auteurs: **B. CHEMANI** and **R. HALFAOUI**

5. Intitulé : ***Influence de la torsion, du compte en trame et du diamètre du fil de trame sur l'élasticité du tissu.***

Date : 30/11/2006 au 02 décembre 2006

Lieu : **CIRAT-2 Monastir- Tunisie.**

Publication Internationale

Nom des auteurs: **R. HALFAOUI** and **B. CHEMANI**

Intitulé de l'article: **The influence of cyclic deformation on the strength and elongation at break of carded and combed wool yarns.**

Intitulé de la revue: **Journal of The Textile Institute DOI : 10.1080/00405000.2013**

Publisher : **Taylor & Francis. 09 April 2013**
