

## **Alteração da força elástica de meias de compressão de uso médico, novas e após ciclos de lavagem**

### **Change in the elastic force of medical compression stockings, in new condition and after wash cycles**

DOI:10.34117/bjdv8n8-119

Recebimento dos originais: 21/06/2022

Aceitação para publicação: 29/07/2022

#### **Carlos Alberto Gomes de Azevedo**

Mestre em Ciências - Programa Têxtil e Moda pela Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo (EACH-USP)

Instituição: Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo (EACH-USP)

Endereço: Av. Arlindo Béttio, 1000, Parque Ecológico do Tietê, Ermelino Matarazzo, São Paulo - SP, CEP: 03828-080, Brasil

E-mail: carlos@labtex.com.br

#### **Sirlene Maria da Costa**

PhD Biotecnologia Industrial pela Escola de Engenharia de Lorena (FAENQUIL)

Instituição: Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo, Curso de Têxtil e Moda (EACH-USP)

Endereço: Av. Arlindo Béttio, 1000, Parque Ecológico do Tietê, Ermelino Matarazzo, São Paulo - SP, CEP: 03828-080, Brasil

E-mail: sirlene@usp.br

#### **Jean Cesar Benassi**

Mestre em Ciências - Programa Têxtil e Moda pela Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo (EACH-USP)

Instituição: Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo (EACH-USP)

Endereço: Av. Arlindo Béttio, 1000, Parque Ecológico do Tietê, Ermelino Matarazzo, São Paulo, SP, CEP: 03828-080, Brasil

E-mail: quimicojean@gmail.com

#### **Silgia Aparecida da Costa**

Ph.D Engenharia Têxtil pela Universidade do Minho (UMINHO)

Instituição: Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo, Curso de Têxtil e Moda (EACH-USP)

Endereço: Av. Arlindo Béttio, 1000, Parque Ecológico do Tietê, Ermelino Matarazzo, São Paulo, SP, CEP: 03828-080, Brasil

E-mail: silgia@usp.br

## **RESUMO**

A terapia de compressão aplicada através do uso de meias elásticas é um tratamento considerado efetivo pela comunidade médica. A compressão que atua na interface entre as meias e as pernas é gerada pela força elástica criada pelo alongamento das diferentes estruturas têxteis das meias. Este trabalho evidenciou as alterações da força elástica de 3

tipos de meias novas ao longo do tempo em que estas estão alongadas em dispositivo especial e comparou esses valores àqueles obtidos em mesmos tipos de meias que foram submetidos a 50 ciclos de lavagem. As amostras foram alongadas em 40% utilizando um dispositivo do tipo ponta-bola conforme a norma ASTM D6797-15, tendo sido medidas as forças elásticas geradas nas regiões correspondentes ao tornozelo e à panturrilha. De modo geral, foram verificadas forças elásticas maiores na região do tornozelo do que na panturrilha. A força elástica das meias medidas logo após o alongamento vai diminuindo ao longo do tempo em percentuais que variam entre 16% e 28% após 3 horas de teste. Para 2 dos 3 tipos de meias, as 50 lavagens realizadas fizeram com que as forças elásticas tivessem um aumento de até 27%, principalmente aquelas forças medidas nos primeiros minutos de ensaio. Em um dos tipos de meia houve uma pequena diminuição da força elástica em função das lavagens, cujo percentual máximo foi de 5%.

**Palavras-chave:** meias elásticas, meias de compressão, terapia de compressão, compressão graduada, compressão degressiva.

### **ABSTRACT**

Compression therapy applied through the use of elastic stockings is a treatment considered effective by the medical community. The compression that acts on the interface between the socks and the legs is generated by the elastic force created by the stretching of the different textile structures of the socks. This work showed the changes in the elastic force of 3 types of new socks over the time they are stretched in a special device and compared these values to those obtained in the same types of socks that were subjected to 50 washing cycles. The samples were stretched by 40% using a ball-tip device according to ASTM D6797-15, and the elastic forces generated in the regions corresponding to the ankle and calf were measured. In general, greater elastic forces were observed in the ankle region than in the calf. The elastic strength of the stockings measured right after stretching decreases over time in percentages that vary between 16% and 28% after 3 hours of testing. For 2 of the 3 types of socks, the 50 washes performed caused the elastic forces to have an increase of up to 27%, mainly those forces measured in the first minutes of testing. In one of the types of socks, there was a small decrease in elastic force due to washing, whose maximum percentage was 5%.

**Keywords:** elastic stockings, compression socks, compression therapy, graduated compression, degressive compression.

## **1 INTRODUÇÃO**

Apesar do fato de que a terapia de compressão seja um método de tratamento bem estabelecido e atualmente utilizado nos casos de doenças venosas crônicas (BERSZAKIEWICZ et al., 2020; FONTOURA, 2021), tendo sido usado há muitos séculos no tratamento de edema e outros distúrbios venosos e linfáticos do membro inferior, seus mecanismos de ação permanecem pouco compreendidos (PARTSCH, 2003; MESTRE et al., 2021).

A aplicação de um vestuário que exerça compressão externa tem diversos efeitos fisiológicos e bioquímicos nos sistemas venoso, arterial e linfático. Vestuários compressivos vem sendo cada vez mais usados no universo dos esportes, reduzindo a fadiga, aumentando a recuperação muscular e o fluxo sanguíneo (BARHOUMI; MARZOUGUI; ABDESSALEM, 2018b).

O uso de meias de compressão é considerado um tratamento para problemas de circulação, mas não é a única terapia de compressão existente em condições envolvendo insuficiência venosa e linfática nos membros inferiores, incluindo varicosites, linfedema, eczema venoso e ulceração, trombose venosa profunda e síndrome pós-trombose (LIM; DAVIES, 2014; YANG et al., 2021). A terapia da compressão é usada no tratamento de Doença Venosa Crônica e linfedema como uma opção não invasiva disponível, a qual é amplamente praticada, documentada e está prontamente disponível (RABE et al., 2018).

Desde que o nível de compressão não afete de maneira adversa o fluxo arterial e que sejam utilizados os materiais e a técnica corretos, os efeitos da compressão podem reduzir dramaticamente o edema e a dor, promovendo a cicatrização de úlceras causadas por insuficiência venosa (PARTSCH, 2003; BARHOUMI; MARZOUGUI; ABDESSALEM, 2018b).

A terapia de compressão envolvendo a aplicação de pressão nas extremidades inferiores é um componente fundamental no tratamento da doença venosa e linfática crônica. Sua função principal é contrariar a gravidade, que é um fator chave para a perturbação do retorno venoso e linfático da extremidade inferior (PARTSCH, 2012; CARPENTIER et al., 2013).

Andriessen et al. (2017) apontam que o uso adequado de compressão no tratamento de úlceras venosas da perna é igualmente importante para pacientes e profissionais da saúde, e que atualmente, há uma falta de clareza sobre as contraindicações, fatores de risco, eventos adversos e complicações, quando se aplica a terapia compressiva para pacientes com úlcera venosa de perna. Por fim, evidenciam em seu estudo a necessidade de novas discussões e disseminação das informações à comunidade médica.

Por outro lado, Rabe et al. (2018) realizaram estudo para verificar a existência de documentos contendo recomendações atuais para o uso da terapia da compressão através de meias elásticas no tratamento de problemas venosos e linfáticos, em que: das 25 publicações analisadas, 19 delas apresentaram forte recomendação com evidências de

moderada e alta qualidade, chegando à uma conclusão favorável em relação ao benefício do uso de meias de compressão para esses problemas de saúde.

As meias elásticas de compressão são fabricadas com têxteis elásticos, pela tecnologia de malharia retilínea ou circular. As de malharia retilínea normalmente são mais grossas e rígidas e partindo do tecido, o produto tem que ser costurado, sendo normalmente destinadas a pacientes que possuem deformidades nas pernas. Já as de malharia circular são as mais comuns, fabricadas diretamente dos fios têxteis e na fabricação já saem da máquina em formato tubular. As meias elásticas podem ser fabricadas em diversos tamanhos, modelagens e comprimentos, podendo cobrir ou não o joelho ou mesmo estender-se até a coxa. Os parâmetros de compressão e a rigidez do material são determinados pelos fabricantes (BERSZAKIEWICZ et al., 2020).

Meias elásticas que determinam compressão maior na região do tornozelo e menor na região da panturrilha são chamadas de meias de compressão graduada (ou degressiva), são de uso médico. Já as que possuem o maior nível de compressão na panturrilha são chamadas de meias progressivas e são usadas em atividades esportivas (CARPENTIER et al., 2013; RABE et al., 2018).

Representando um dos mais importantes sistemas de compressão, as meias elásticas são projetadas para regular o fluxo sanguíneo no sistema venoso e desempenhar papel importante em diversos campos da medicina, através do suporte muscular e controle do inchaço (SARI; OGLAKCIOGLU, 2018).

Meias elásticas de compressão graduada são frequentemente prescritas no tratamento envolvendo insuficiência venosa e linfática nos membros inferiores, incluindo varicosites, edema, ulcerações e eczema venoso, trombose venosa profunda e síndrome pós-trombótica; e possuem a vantagem de serem mais aceitáveis, autoaplicáveis e menos incômodas que equipamentos pneumáticos. No entanto, nem todos os pacientes toleram meias de compressão, e problemas com a aceitação e dificuldades em vestir não são incomuns (LIM; DAVIES, 2014; YANG et al., 2021). A compressão ocorre devido ao fato de que a circunferência da perna é maior que a circunferência do vestuário compressivo e assim, quando ele é usado, acaba sendo esticado e criando uma pressão externa, na interface entre a perna e o vestuário (BARHOUMI; MARZOUGUI; ABSDSSALEM, 2020).

No que se refere ao comportamento mecânico do tecido humano, a pele é considerada viscoelástica e anisotrópica. Com suas camadas Epiderme, Derme e Hipoderme, nas quais há uma alteração dinâmica na relação de estresse e tensão até que

um estado estável seja atingido, como cada camada da pele possui uma composição distinta, há comportamento heterogêneo quando uma força é aplicada. Portanto as características de dureza, elasticidade e viscosidade do tecido humano podem diferir de acordo com o tipo de teste aplicado e suas variáveis (KALRA; LOWE; AL-JUMAILY, 2016).

Szabo et al. (2019) demonstram que há influência da estrutura da malha na força e na estabilidade dimensional devido à variação do contato entre os fios, e que a alta elasticidade das malhas exerce grande influência na variação da força, do alongamento e na deformação; mesmo que se trate de malhas com boa estabilidade dimensional, ou seja, para malhas com alta elasticidade, quando é aplicada uma força, podem ocorrer variações de alongamento oriundas da forma como os fios foram entrelaçados durante o tecimento.

A norma alemã RAL-GZ 387/1 indica os pontos específicos onde a circunferência das pernas é medida. O ponto de medição relativo ao tornozelo é descrito como aquele localizado na parte mais fina, logo acima do osso do tornozelo chamado maléolo. Já o ponto de medição relativo à região da panturrilha é aquele onde a circunferência da panturrilha é maior.

Neste trabalho foi feita uma inspeção visual da estrutura das malhas nas duas regiões mais importantes das meias, panturrilha e tornozelo. As meias foram alongadas em ambas as regiões, em um percentual de 40%. Durante um período de 3 horas em que as meias permaneceram alongadas, presas por um dispositivo normalizado, foi realizado o acompanhamento da força elástica gerada em meias novas e em meias com 50 lavagens.

## **2 MATERIAIS E MÉTODOS**

### **2.1 MATERIAIS**

Foram estudados 3 tipos diferentes de meias de alta compressão para uso médico, todos com indicação para compressão na faixa de 30 a 40 mmHg, de um mesmo fabricante, novas e com 50 lavagens, sendo:

- Amostra 1: Compressão de 30-40 mmHg, 31% Poliamida, 24% Elastano e 45% Algodão.
- Amostra 2: Compressão de 30-40 mmHg, 67% Poliamida e 33% Elastano.
- Amostra 3: Compressão de 30-40 mmHg, 75% Poliamida e 25% Elastano

De cada uma das amostras foram separados 6 corpos de prova, ou seja, 6 pés de meia, sendo 3 deles submetidos a 50 ciclos de lavagem; e os outros 3 para medição sem lavagem, na forma como são fornecidos pelos fabricantes para os usuários finais. Antes

do início dos ensaios, os corpos de prova foram condicionados a  $20 \pm 2$  °C e à umidade de  $65 \pm 4\%$  por 24 horas, e também durante os ensaios, conforme determina a norma ABNT NBR ISO 139:2008.

As amostras foram inspecionadas visualmente no intuito de verificar possíveis diferenças entre a região do tornozelo e da panturrilha. Tendo sido identificadas diferenças estruturais na região do Tornozelo e da Panturrilha em todas as amostras, os testes foram executados nessas duas regiões.

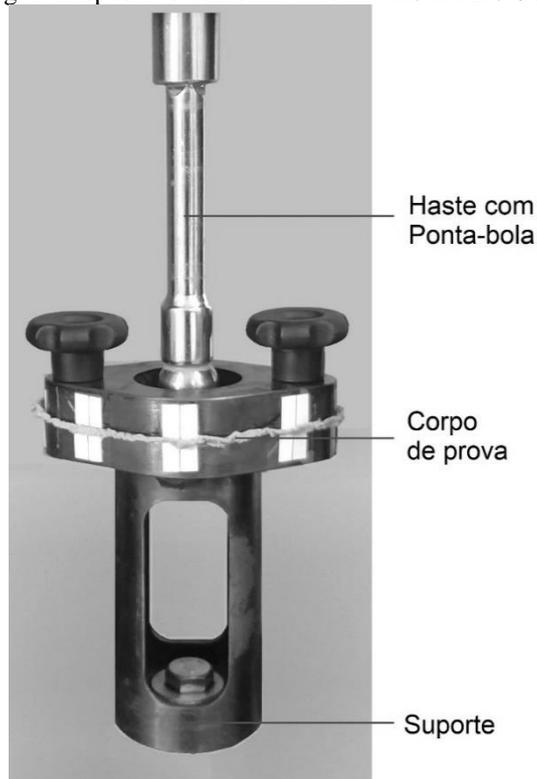
## 2.2 PREPARAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

As amostras de meias para lavagem foram submetidas a 50 ciclos de lavagem à máquina, na temperatura de lavagem fria, entre 10 e 25 °C. Foi utilizado o detergente líquido Marca Ypê Tixan, cujo componente ativo é o Linear Alquil Benzeno Sulfonato de Sódio. A quantidade de detergente utilizada foi de 40 ml por ciclo de lavagem, sendo que não foi utilizado alvejante. Juntamente com os corpos de prova foram colocadas taras de tecidos conforme determina a norma ABNT NBR 10320:1988, sendo taras de tecido 100% algodão, alvejadas e mercerizadas com (1000 x 1000) mm, com bainhas, que, quando adicionadas aos corpos de prova, completam a carga de 2,0 kg. O tempo total do processo de lavagem e centrifugação foi de 42 minutos e a secagem foi feita em estufa, à 65°C por 40 minutos. As amostras de meias novas e aquelas que foram lavadas foram cortadas para prender a um dispositivo construído de acordo com a norma ASTM D6797-15, conforme é apresentado na Fig. 1

## 2.3 MEDIÇÃO DA FORÇA ELÁSTICA

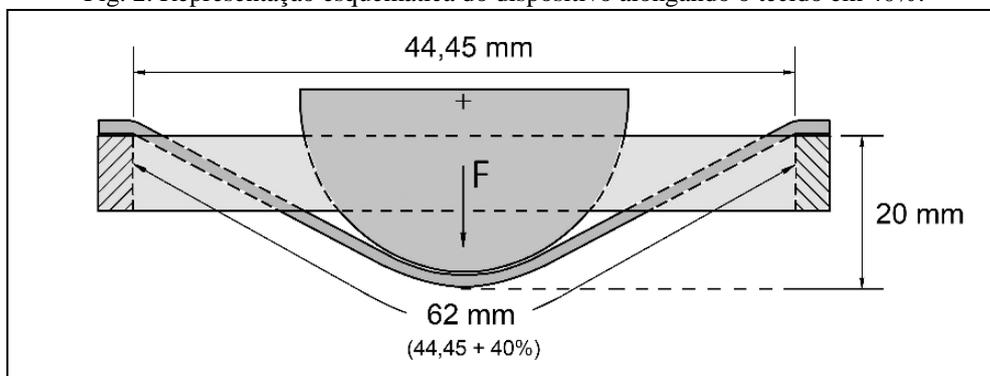
Para a medição da força elástica, foi utilizado um dispositivo que consiste de uma haste com ponta em forma de bola de aço polida e um mecanismo de suporte e retenção de tecido composto de dois pratos circulares, unidos por 2 parafusos que apertam e retém o corpo de prova. As faces dos suportes que retém os corpos de prova possuem superfície recartilhada para evitar o deslizamento do tecido. A esfera polida que toca o tecido possui diâmetro de  $25,4 \pm 0,005$  mm e esfericidade de 0,005 mm. A parte do suporte que retém o tecido possui orifício com diâmetro interno de  $44,45 \pm 0,025$  mm.

Fig. 1. Dispositivo conforme a norma ASTM D6797-15.



O dispositivo foi montado em um dinamômetro CRE da marca Emic com modernização Kratos e célula de carga de 100 Kgf, com precisão de 0,005 Kgf. O suporte dos corpos de prova se mantém estático e a travessa do dinamômetro contendo a haste de ponta-bola se move com velocidade de  $305 \pm 13$  mm/min, até alongar a estrutura têxtil em todas as suas direções e gerando um alongamento linear de 40%, conforme descrito na Fig. 2.

Fig. 2. Representação esquemática do dispositivo alongando o tecido em 40%.



Tendo sido alcançado o alongamento pretendido, a travessa do dinamômetro se manteve parada na mesma posição por um período de 3 horas, durante o qual foi feito o

monitoramento da força elástica gerada pelos tecidos das meias na região do tornozelo e da panturrilha, tanto das meias novas, quanto das que foram lavadas, analisando o que ocorre com essa força desde o primeiro instante em que os tecidos das meias chegam ao alongamento de 40%.

### 3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

#### 3.1 COMPARAÇÃO DAS ESTRUTURAS DAS MEIAS

Foi verificado que nos três tipos de meias analisadas, existe uma diferença estrutural das meias criada pela regulagem de ponto que é feita de maneira diferenciada nas regiões do tornozelo e da panturrilha (Fig. 3, 4 e 5). O ponto de malha na região da panturrilha é mais aberto que na região do tornozelo, o que exerce influência na força elástica gerada quando a estrutura têxtil é alongada. Caso as meias sejam alongadas em um mesmo percentual em ambas as regiões, é, portanto, esperado que seja gerada uma força maior na região do tornozelo, criando assim uma compressão degressiva, do tornozelo para a panturrilha, favorecendo o fluxo venoso.

Fig. 3. Visual da estrutura têxtil da Amostra 1, (a) Tornozelo, (b) Panturrilha

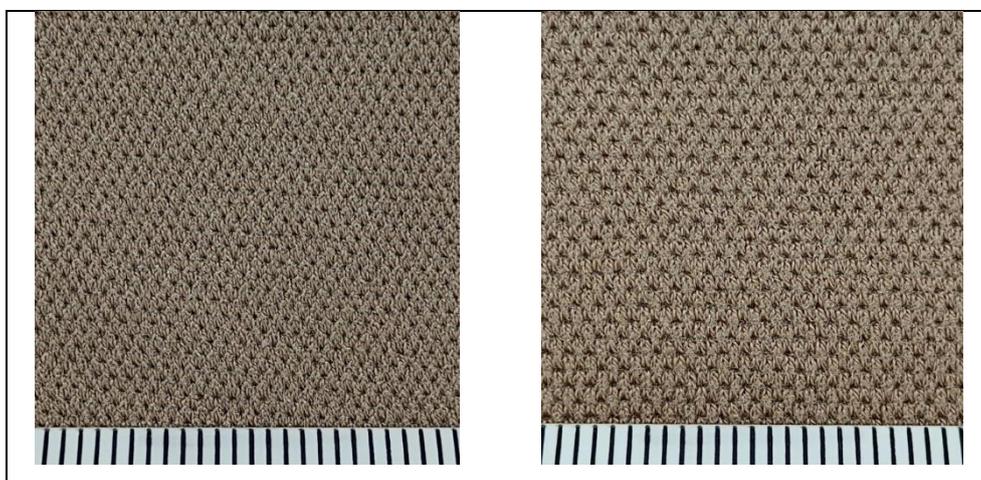


Fig. 4. Visual da estrutura têxtil da Amostra 2, (a) Tornozelo, (b) Panturrilha

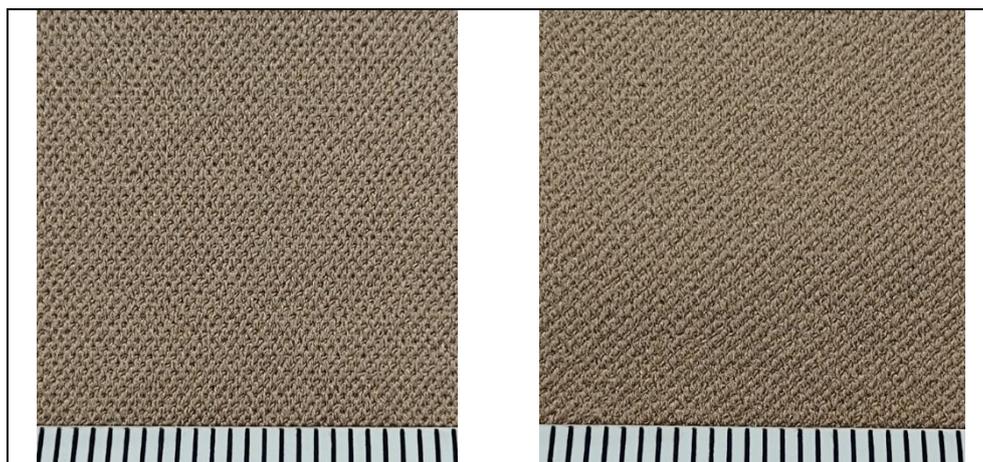
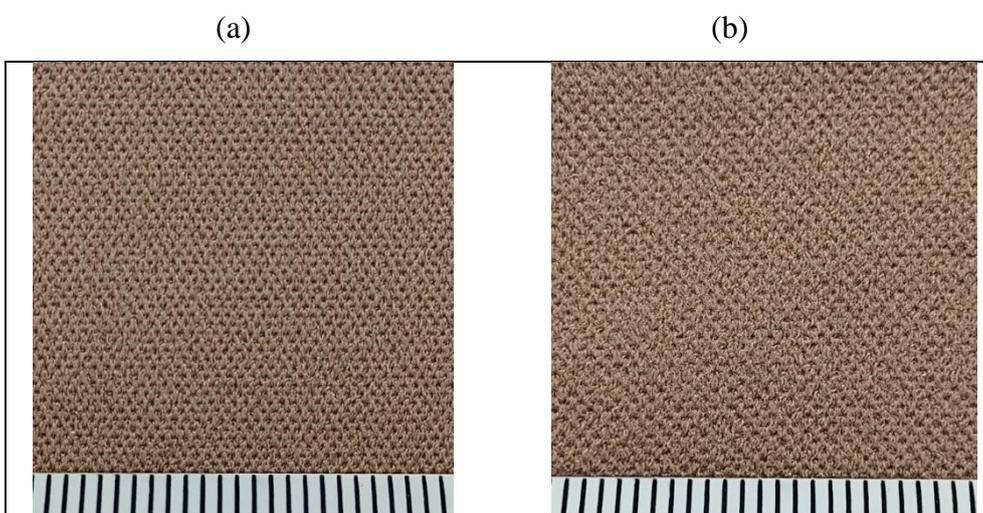


Fig. 5. Visual da estrutura têxtil da Amostra 3, (a) Tornozelo, (b) Panturrilha



Após as meias terem passado por 50 ciclos de lavagem, não foi identificada na inspeção nenhuma alteração estrutural, desgaste ou dano físico nas amostras.

### 3.2 FORÇA ELÁSTICA AO LONGO DO TEMPO

Tendo sido alongado o corpo de prova das meias em percentual semelhante àquele que ocorre quando às meias estão em uso, cerca de 40% de alongamento linear na circunferência das pernas, é gerada uma força que vai diminuindo ao longo do tempo em todos os tipos de meia. A diminuição da força ocorre de maneira mais acentuada nos primeiros 120 segundos e segue diminuindo com tendência à estabilização após 3 horas, conforme é mostrado na Tab. 1 e na Tab. 2 e por meio das Fig. 6 e 7.

Tab. 1 - Queda de Força Elástica ao longo do tempo em meias novas

Amostra e Região	Valores de força em gf ao longo do tempo – meias novas										
	0 s	5 s	60 s	120 s	3 min	5 min	10 min	30 min	60 min	120 min	180 min
1 Tornozelo	745	670	650	640	630	625	615	605	595	585	565
2 Tornozelo	785	705	685	680	680	675	670	670	670	665	660
3 Tornozelo	730	665	645	630	625	625	620	615	610	605	600
1 Panturrilha	535	470	455	450	450	450	445	435	425	415	405
2 Panturrilha	660	595	575	570	565	565	560	550	540	530	520
3 Panturrilha	580	525	505	505	500	495	485	480	470	460	445

Tab. 2 - Queda de Força Elástica ao longo do tempo em meias com 50 lavagens

Amostra e Região	Valores de força em gf ao longo do tempo – meias com 50 lavagens										
	0 s	5 s	60 s	120 s	3 min	5 min	10 min	30 min	60 min	120 min	180 min
1 Tornozelo	945	825	775	765	755	745	740	735	725	700	695
2 Tornozelo	870	780	755	745	735	725	715	705	695	665	645
3 Tornozelo	725	655	630	625	620	610	605	600	590	580	570
1 Panturrilha	620	550	525	520	515	510	505	490	475	460	445
2 Panturrilha	725	660	645	630	625	625	620	605	595	590	590
3 Panturrilha	555	505	495	485	475	475	470	470	465	460	455

Fig. 6. Diminuição da força elástica em meias novas, no tornozelo (a) e na panturrilha (b).

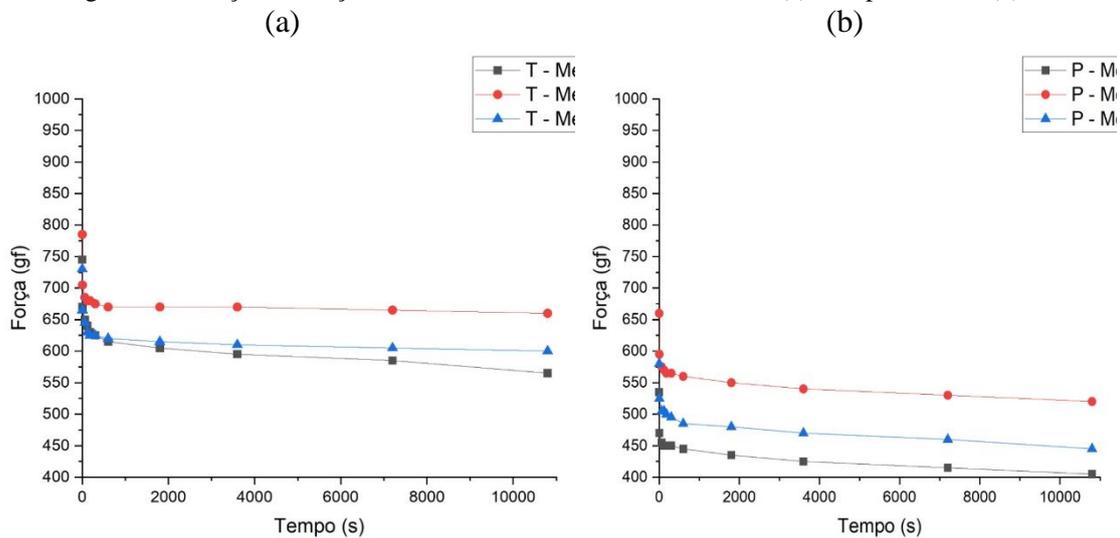
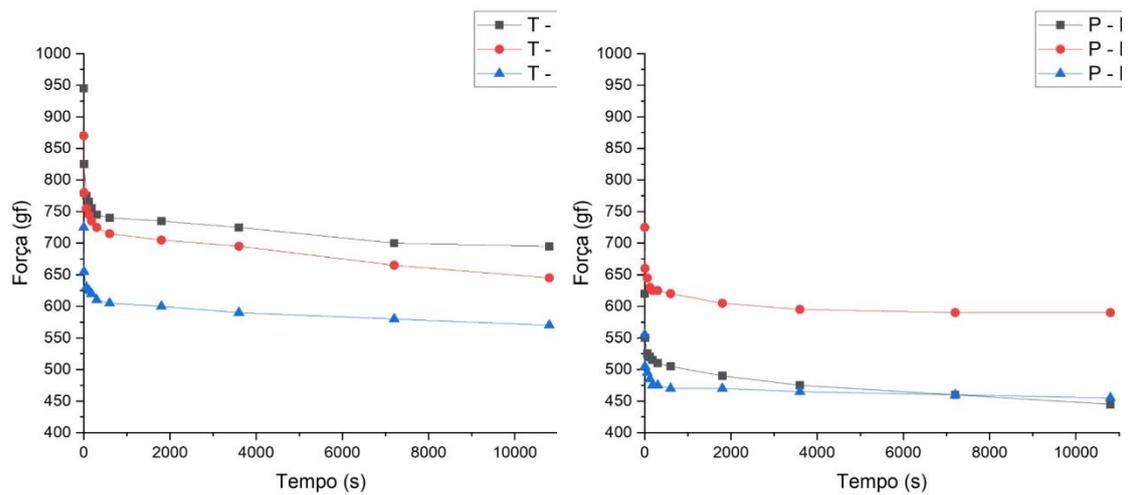


Fig. 7. Diminuição da força elástica em meias com 50 lavagens, no tornozelo (c) e na panturrilha (d).



Nas meias novas, a diminuição da força elástica entre a medição instantânea (zero segundos) e a medição após 180 minutos (3 horas) foi de 24,2%, 15,9% e 17,8% na região do tornozelo e de 24,3%, 21,2% e 23,3% na região da panturrilha das meias 1, 2 e 3, respectivamente. Já nas meias contendo 50 ciclos de lavagem, os percentuais foram de 26,4%, 25,9% e 21,4% no tornozelo e de 28,2%, 18,6% e 18,0% na panturrilha das meias 1, 2 e 3, respectivamente. Ou seja, a região da panturrilha da amostra 1 após 50 lavagens foi a que apresentou a maior diminuição da força elástica ao longo do tempo, chegando a 28,2% de diminuição durante o período de medição. A amostra que teve a menor diminuição percentual foi a amostra 2, na região do tornozelo das meias novas. No entanto, de uma maneira geral, é possível observar que as meias com 50 lavagens possuem uma maior diminuição da força, visto que a força inicial é relativamente maior.

A variação entre os diferentes tipos de meias e nas diferentes regiões ocorre em função da utilização de diferentes tipos de fios e diferentes tipos de pontos de malha, gerando estruturas elásticas com resistências distintas. Tendo em vista que todas as meias são indicadas para uma mesma aplicação, que têm o objetivo de gerar uma compressão na interface entre a meia e a perna de 30 a 40 mmHg, a existência dessas diferenças pode ser compensada pela modelagem das meias, ou seja, a interferência dimensional entre a meia e a perna, em cada região pode ser diferente dos 40% de alongamento utilizados neste estudo, mas pode ser também função de problemas de projeto e de dificuldades de verificar se a força que está sendo criada é aquela necessária para se gerar a compressão requerida na interface entre as meias e as pernas, em cada região. Em seu estudo envolvendo meias de compressão, Barhoumi, Abdessalem e Marzougui (2018a) apontam

diferenças substanciais, de cerca de 30% a 67%, entre a compressão prevista (calculada) e aquela efetivamente medida através de sensores de pressão na interface entre o elemento compressivo e a pele.

Analisando os resultados das Tab. 1 e 2 e as diferenças percentuais da Tab. 3, é possível verificar que a amostra 1 apresentou forças cerca de 20 a 27% maiores após as 50 lavagens na região do tornozelo, e cerca de 10 a 17% maiores na região da panturrilha. Essas diferenças de força entre meias novas e com 50 lavagens, em que a amostra 1 se sobressaiu, podem ser explicadas pelo fato de que, diferentemente das demais, a amostra 1 possui algodão em sua composição além dos componentes poliamida e elastano, também presentes nas demais amostras.

Tab. 3 - Comparação percentual entre os resultados das meias com 50 lavagens em relação às meias novas

Amostra e Região	Comparação da força em gf entre as meias novas e as meias com 50 lavagens, ao longo do tempo										
	0 s	5 s	60 s	120 s	3 min	5 min	10 min	30 min	60 min	120 min	180 min
1 Tornozelo	27%	23%	19%	20%	20%	19%	20%	21%	22%	20%	23%
2 Tornozelo	11%	11%	10%	10%	8%	7%	7%	5%	4%	0%	-2%
3 Tornozelo	-1%	-2%	-2%	-1%	-1%	-2%	-2%	-2%	-3%	-4%	-5%
1 Panturrilha	16%	17%	15%	16%	14%	13%	13%	13%	12%	11%	10%
2 Panturrilha	10%	11%	12%	11%	11%	11%	11%	10%	10%	11%	13%
3 Panturrilha	-4%	-4%	-2%	-4%	-5%	-4%	-3%	-2%	-1%	0%	2%

Mendes (2019) afirma que malhas de algodão possuem menor estabilidade dimensional à lavagem e tendem a sofrer encolhimento após lavagem. Oliveira (2018) demonstra existir grande influência dos parâmetros de relaxamento de tecidos de malha contendo elastano e da termofixação desses tipos de tecido na sua estabilidade dimensional após os processos de fabricação, o que leva a considerar a influência de eventual encolhimento na força ao longo das lavagens dos corpos de prova analisados.

A amostra 2 também teve um aumento de sua força elástica nos resultados após as 50 lavagens, mas num percentual menor, por volta de 10% nos primeiros minutos de teste. Já a amostra 3 praticamente manteve a mesma força elástica após as 50 lavagens, aumentando a força em percentuais inferiores a 5% considerando ambas as regiões e todos os tempos de medição.

### 3.3 DIFERENÇA DE FORÇA ENTRE A REGIÃO DO TORNOZELO E DA PANTURRILHA

A força que se criou utilizando o mesmo percentual de alongamento da meia foi sempre maior na região do tornozelo do que na região da panturrilha, o que deixa evidente a existência de diferenças de estrutura têxtil nas diferentes regiões no intuito de se obter uma compressão maior na região do tornozelo através da maior força elástica, conforme previamente verificado na inspeção e comparação das estruturas das meias.

## 4 CONCLUSÕES

A força elástica gerada pelas estruturas têxteis das meias de compressão quando estas são alongadas em determinado percentual varia nas diferentes regiões das meias e também de acordo com o tipo de meia, ainda que as diferentes meias sejam recomendadas para uma mesma indicação de uso. Durante o uso, a força elástica tende a diminuir mesmo quando se deixa de considerar as possíveis alterações dimensionais das pernas ao longo do tempo na utilização das meias, ou seja, mesmo que as pernas não desinchem, haverá a diminuição da compressão pelo relaxamento das malhas nas primeiras horas de uso.

Após terem sido realizadas 50 lavagens nas meias, não foram identificados sinais de desgaste nas meias e não houve diminuição da força elástica. Duas das amostras de meias tiveram sua força elástica aumentada devido ao possível encolhimento das malhas causado pelos processos de lavagem.

Não ocorreu a estabilização total da força elástica gerada pelas estruturas têxteis das meias após 3 horas em que foram mantidas alongadas em um percentual de 40%, foi notada uma tendência de estabilização. Para verificar qual o valor da força elástica após estabilização, sugere-se que o mesmo teste seja conduzido por um tempo maior, ou mesmo pelo tempo máximo de uso diário indicado pelos fabricantes.

Devido às características inerentes ao tipo de material de que são compostas as meias, pode-se afirmar que a terapia de compressão com o uso de meias elásticas é um tratamento relativamente inconstante ao longo do tempo de uso, pois a compressão gerada na interface entre a meia e a perna varia em função do tempo, tendo em vista a acomodação das malhas, fios e fibras têxteis quando novas e especialmente após as lavagens. Quando isso se soma às alterações dimensionais que ocorrem nas pernas em função das características de dureza, elasticidade e viscosidade do tecido humano e pela influência da enfermidade que está sendo tratada, com possível inchaço e desinchaço do membro, e considerando o fato de que não é possível ajustar o tamanho das meias durante

o uso; prever ou mesmo determinar a compressão que se vai obter com o uso das meias é um grande desafio.

O acréscimo da compressão causado pelo aumento da força elástica devido às alterações dimensionais relacionadas com as lavagens pode ter relação com os relatos de dificuldades de vestir e falta de adesão ao tratamento, pois o aumento da força elástica pode causar aumento da compressão em nível superior àquele que o usuário pode tolerar.

Em estudos com medições de força ou de compressão de malhas elásticas, convém que sejam feitas medições após o tempo mínimo de 3 horas em que a força age nas malhas, garantindo assim que a estrutura têxtil se encontra mais acomodada e estabilizada, pois com este estudo verificou-se que a medição instantânea é bem diferente daquela que ocorre após os primeiros minutos de uso.

### **AGRADECIMENTOS**

Os autores agradecem o Laboratório Labtex pelo suporte nas análises.

## REFERÊNCIAS

American Society For Testing and Materials. ASTM D 6797-15: Standard Test Method for Bursting Strength of Textiles – Constant-Rate-of-Extension (CRE) Ball Burst Test. West Conshohocken: ASTM, 2015.

Andriessen, A. et al. Compression therapy for venous leg ulcers: risk factors for adverse events and complications, contraindications - a review of present guidelines. *Journal Of The European Academy Of Dermatology And Venereology*, [s.l.], v. 31, n. 9, p.1562-1568, 31 jul. 2017. Wiley.

Associação Brasileira de Normas Técnicas. ABNT NBR 10320: Materiais têxteis - Determinação das alterações dimensionais de tecidos planos e malhas - Lavagem em máquina doméstica automática. São Paulo: ABNT, 2008.

Associação Brasileira de Normas Técnicas. ABNT NBR ISO 139: Têxteis - Atmosferas-padrão para condicionamento e ensaios. São Paulo: ABNT, 2008.

Barhoumi, H.; Marzougui, S.; Abdessalem, S. Ben. Assessment of the accuracy of Laplace's law in predicting interface pressure generated by compressive garment used for medical applications. In. 4TH MIDDLE EAST CONFERENCE ON BIOMEDICAL ENGINEERING (MECBME), 2018, Gammarth, IEEE. p.122-125, mar. 2018.a.

Barhoumi, H.; Marzougui, S.; Abdessalem, S. Ben. Influence of manufacturing parameters of knitted compression fabric on interface pressure. *Indian Journal Of Fibre & Textile Research*. Monastir, p. 426-433. dez. 2018.b.

Barhoumi, H.; Marzougui, S.; Abdessalem, S. Ben. Clothing Pressure Modeling Using the Modified Laplace's Law. *Clothing And Textiles Research Journal*. Monastir, p. 134-147. abr. 2020.

Berzakiewicz, Andrzej et al. Compression therapy in venous diseases: current forms of compression materials and techniques. *Advances In Dermatology And Allergology*. [S.I.], p. 836-841. dez. 2020.

Carpentier, Patrick et al. Phlebotonic and compression stocking therapy in venous edema management: an overview of recent advances with a focus on Cyclo 3 Fort.sup.[R] and progressive compression stockings. *Women's Health*. Thousand Oaks, p. 325-325. jul. 2013.

Kalra, A.; Lowe, A.; Al-Jumaily, A. M.. Mechanical Behaviour of Skin: a review. *Journal Of Material Sciences & Engineering*. Auckland, p. 1-7. maio 2016.

Lim, Chung Sim; Davies, Alun H.. Graduated compression stockings. *Canadian Medical Association: CMAJ Review*. Vancouver, p. 391-398. 08 jul. 2014.

Mendes, Sofia Pereira. Estudo das Propriedades Intrínsecas de fibras têxteis e sua correlação com as características físico-químicas das malhas circulares. 2019. 89 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Mestrado em Engenharia Química, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2019.

Mestre, Sandrine et al. Acute effects of graduated and progressive compression stockings on leg vein cross-sectional area and viscoelasticity in patients with chronic venous disease. *Journal Of Vascular Surgery: Venous and Lymphatic Disorders*. [S.I.], p. 1-85. maio 2021.

Oliveira, Juliana Sofia da Silva. Estudo do processo de relaxamento e de termofixação das malhas com elastano. 2018. 79 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Pós Graduação em Engenharia Química, Instituto Superior de Engenharia do Porto, Porto, 2018.

Partsch, Hugo. Understanding the pathophysiological effects of compression. In: *UNDERSTANDING COMPRESSION THERAPY*, 2., 2003, London. Position Document. London: Ewma, 2003. p. 2-4.

Partsch, Hugo. Compression Therapy: Clinical and Experimental Evidence. *Annals Of Vascular Diseases*. Vienna, p. 416-422. 15 nov. 2012.

Rabe, Eberhard et al. Indications for medical compression stockings in venous and lymphatic disorders: an evidence-based consensus statement. *Phlebology: The Journal of Venous Disease*, [S.L.], v. 33, n. 3, p. 163-184, abr. 2018. SAGE Publications. <http://dx.doi.org/10.1177/0268355516689631>.

Reichsausschuss Für Lieferbedingungen. RAL-GZ 387/1: Medical Compression Hosiery Quality Assurance RAL-GZ 387/1. Sankt Augustin: Ral Deutsches Institut Für Gütesicherung Und Kennzeichnung E.v., 2008. 19 p.

Sari, Burak; OGLAKCIOGLU, Nida. Analysis of the parameters affecting pressure characteristics of medical stockings. *Journal Of Industrial Textiles*. Izmir, p. 1083-1096. jun. 2018.

Szabo, M.; Barbanatis-Merce, R. M.; Barbu, I.; Barbanatsas, T.; Jitaru, L. The study of the traction behaviour of knitted structures with controlled dimensional stability. *Material Science and Engineering*. [S.I.], p. 1-6. ago. 2019.

Yang, Xinrui; Zhang, Xing; Yin, Minyi; Wang, Ruihua; Lu, Xinwu; Ye, Kaichuang. Elastic compression stockings to prevent post-thrombotic syndrome in proximal deep venous thrombosis patients without thrombus removal. *Journal Of Vascular Surgery: Venous and Lymphatic Disorders*. [S.I.], p. 1-22. 1 jun. 2021.