

# ATUADOR PNEUMÁTICO DE BAIXO CUSTO PARA MELHORAR O RETORNO VENOSO EM MEMBROS INFERIORES

José Emerson Oliveira Santos<sup>1</sup>

Yago de Medeiros Borges<sup>2</sup>

Roberto Felipe Andrade Menezes<sup>3</sup>

Engenharia Mecatrônica



ciências exatas e tecnológicas

ISSN IMPRESSO 1980-1777

ISSN ELETRÔNICO 2316-3135

## RESUMO

A evolução da tecnologia na área da medicina promoveu diversos benefícios com dispositivos cada vez mais eficientes e funções cada vez mais amplas. Diante disso, o compressor pneumático é um produto capaz de promover, de forma artificial, o acionamento de músculos dos membros inferiores do corpo humano e melhora da circulação sanguínea, visto que a não contração dessa musculatura faz o sangue ter dificuldade para retornar ao coração, gerando edemas e inchaços. A utilização desse dispositivo se dá principalmente para pessoas que estão acamadas, pelo fato dos grupamentos musculares inferiores não estarem sendo acionados. O objetivo deste trabalho é desenvolver um protótipo de um atuador pneumático (“bota adaptada”) com um custo-benefício maior que os existentes no mercado. Assim, foi desenvolvido um protótipo com componentes de baixo custo que é capaz de controlar válvulas pneumáticas por meio das leituras de sensores de pressão. Para isso, o método inclui a utilização de sensores de medição integrados ao Arduino para realizar leitura, abertura e fechamento das válvulas, além de um potenciômetro para ajustar a pressão conforme a necessidade. Dessa forma, a bota agirá de forma autônoma, também cumpre a finalidade do dimensionamento simplificado que engloba somente panturrilha, visto que é a região mais pertinente ao desenvolvimento do trabalho. De forma geral, o protótipo obteve sucesso dentro do proposto quanto ao seu valor monetário e capacidade de gerar uma compressão de qualidade, porém com ressalvas acerca da escolha de componentes como sensor e braçadeira, que são prioridades de melhoria para trabalhos futuros.

## **PALAVRAS-CHAVE**

Engenharia Biomédica. Terapia da Compressão. Arduino. Sensor de Pressão.

## **ABSTRACT**

The evolution of technology in the field of medicine has promoted several benefits with increasingly efficient devices and increasingly broad functions. In view of this, the pneumatic compressor is a product capable of artificially promoting the activation of muscles in the lower limbs of the human body and improving blood circulation, since the non-contraction of these muscles makes it difficult for the blood to return to the heart, causing edema and swelling. The use of this device is mainly for people who are bedridden, because the lower muscle groups are not being activated. The objective of this work is to develop a prototype of a pneumatic actuator (“adapted boot”) with a cost-benefit ratio greater than the existing ones in the market. Thus, a prototype was developed with low-cost components that is capable of controlling pneumatic valves through pressure sensor readings. For this, the method includes the use of measurement sensors integrated into the Arduino to read, open and close the valves, as well as a potentiometer to adjust the pressure as needed. In this way, the boot will act autonomously, and also fulfills the purpose of the simplified sizing that includes only the calf, since it is the most relevant region for the development of the work. In general, the prototype was successful within the proposal regarding its monetary value and ability to generate quality compression, but with reservations about the choice of components such as sensor and clamp, which are priorities for improvement for future work.

## **KEYWORDS**

Biomedical engineering. Compression therapy. Arduino. Pressure sensor.

## **1 INTRODUÇÃO**

Atuadores pneumáticos são dispositivos que convertem a energia pneumática (pressão de ar) em movimento mecânico. Na área da saúde, os atuadores pneumáticos são frequentemente utilizados para auxiliar no tratamento de problemas circulatórios, como a insuficiência venosa. Esta é uma condição em que as veias não são capazes de transportar sangue de volta ao coração de forma eficaz, o que pode contribuir para o surgimento de problemas vasculares como varizes, úlceras venosas e até mesmo trombose venosa profunda (França; Tavares 2020).

Para ajudar a combater e/ou atenuar essa alteração vascular deletéria, os atuadores pneumáticos são utilizados para criar pressão na perna do paciente, o que ajuda a melhorar o fluxo sanguíneo e promover o retorno venoso. Esses dispositivos

geralmente consistem em um conjunto de câmaras infláveis que são envolvidas na perna do paciente e controladas por um sistema de controle de pressão em conjunto com uma interface, como citado por Zhao (2019): Sabendo que existem vários métodos para controle de pressão como: válvulas reguladoras ou de alívio; compressores e bombas; e transmissores de pressão aplicados em válvulas pneumáticas.

Logo, é preciso saber identificar qual melhor equipamento adequado para a necessidade do paciente de forma individualizada. No âmbito da engenharia, um dos principais desafios é projetar um sistema de controle de pressão confiável e preciso, que seja capaz de ajustar a pressão com o intuito de evitar a aplicação excessiva da mesma, o que pode ser prejudicial à saúde do paciente.

Para que um dispositivo seja considerado adequado, além dos ajustes pressóricos necessários para a manutenção da fisiologia vascular próxima das condições recomendadas, o custo deste produto deve ser acessível para toda a sociedade. Para isso é preciso de um microcontrolador de baixo custo que tenha certa flexibilidade energética. Dentre as diferentes bases de dados, a técnica mais utilizada como dispositivo para atuar como os atuador pneumático é aquele em que envolve a utilização de bexigas que são infladas e relaxadas em regiões específicos, o que resulta em melhor eficiência quanto ao controle do retorno venoso (Zhao, 2020).

Nesse sentido as veias mais profundas e presentes nos membros inferiores entre a bota e o osso do paciente são pressionadas enquanto a medição da pressão é aferida por meio de um *flexible force sensor array* (FFSA) localizado entre a parte interior do tecido da bota e a superfície da pele do paciente, este componente funciona como um princípio de um resistor convencional, onde, ao aplicar pressão, há uma variação de resistividade, sendo assim capaz de ser relacionado com uma escala de pressão quando corretamente calibrado.

Além disso, o autor constrói um mapa de pressão das regiões da bota que regem o ciclo de compressão e descompressão, dessa forma podendo ser acionadas e ajustadas conforme a necessidade. Já em Zhao (2019), trabalho anterior, é evidenciado a necessidade de um controle de pressão em tempo real com melhores parâmetros de medida para um projeto como esse, onde ele constrói seu protótipo que seguirá para projeto posterior, usando um sensor experimental não tão convencional que é capaz de entregar o resultado esperado para a interface. O sensor em questão possui formato de matriz e possui a capacidade de representar esses picos de pressão em formato topográfico.

Diante o exposto, a finalidade deste trabalho é desenvolver, dimensionar e construir um protótipo de um atuador pneumático em conjunto com sistema de controle de pressão, que seja de baixo custo, e que possa contribuir para o tratamento de problemas circulatórios nos membros inferiores, tanto quanto a prevenção de complicações dessas doenças. Mais precisamente, o protótipo foi construído com uma braçadeira em anexo a um sistema de controle de pressão composto de: sensor; válvulas; compressor e um microcontrolador (Arduino). Esse sistema deve operar de forma a fazer um movimento de compressão e descompressão repetitivo (Controle Liga/Desliga).

## 2 DESCRIÇÃO DO PROBLEMA

O sistema venoso, segundo Drake (2015), é um sistema rico em sangue desoxigenado e que possui, em seu interior, substâncias que precisam retornar ao coração e ser impulsionadas para adentrar diversas partes do corpo humano. Além disso, juntamente com o sistema arterial, ele funciona como uma das principais defesas para impedir que agentes invasores circulem pelas células e causem algum tipo de patologia que coloque em risco a vida humana.

Diferentemente da circulação sanguínea arterial, a venosa não tem o auxílio do coração como uma bomba que emite pressão e velocidade à ela. Por causa disso, a musculatura esquelética, conjunto de músculos associados aos ossos do esqueleto humano, é a principal fonte de contração de veias para o retorno do sangue presente nelas e precisa ser acionada de uma maneira pela qual o fluxo sanguíneo seja constante (Drake, 2015).

Ademais, vale ressaltar que o retorno venoso de membros superiores ocorre de forma facilitada devido ao fato da gravidade estar a favor do fluxo sanguíneo, enquanto nos membros inferiores ocorre justamente o oposto, ou seja, a gravidade prejudica a circulação sanguínea no sentido ascendente. Segundo Young (2019), quando o indivíduo está em pé, mais de 50% do sangue venoso está nos membros inferiores, exemplificando a importância do acionamento de uma musculatura, principalmente a da panturrilha, que promova uma pressão suficiente para a circulação ocorrer e superar a ação da gravidade.

Segundo Leal (2015), a atividade física permite que a musculatura dos membros inferiores seja ativada e, assim, o sangue circule corretamente retornando ao coração. No entanto, pacientes acamados e atletas de alto rendimento, após atividades físicas intensas e duradouras, têm fragilidade muscular e não conseguem contraí-los suficientemente, causando edemas e inchaços. Na Figura 1, é possível visualizar como ocorre o retorno venoso quando uma atividade física é realizada da maneira correta e também a ação da musculatura na compressão dos vasos, além da ação da válvula que impede o fluxo no sentido oposto.

**Figura 1** – Circulação nas pernas

Fonte: Nutergia (2015).

Assim sendo, com a falta de uma atividade física ou com o mau funcionamento da musculatura, o desenvolvimento de dispositivos biomédicos é relevante ao permitir que eles realizem, de maneira artificial, o acionamento dos músculos propulsores.

### 3 METODOLOGIA

Ao desenvolver um protótipo, é essencial conhecer os componentes necessários e para dimensionar esses componentes, é fundamental considerar as necessidades do usuário. Isso envolve compreender os requisitos de desempenho, como a capacidade de processamento, a precisão dos sensores e a potência dos atuadores, bem como a ergonomia e o conforto durante a interação com o protótipo. Além disso, a segurança deve ser uma prioridade em todas as etapas do processo de construção do protótipo. Isso inclui a seleção de componentes de qualidade, o isolamento adequado de partes elétricas, o uso de materiais seguros e a implementação de mecanismos de proteção, como fusíveis e circuitos de controle.

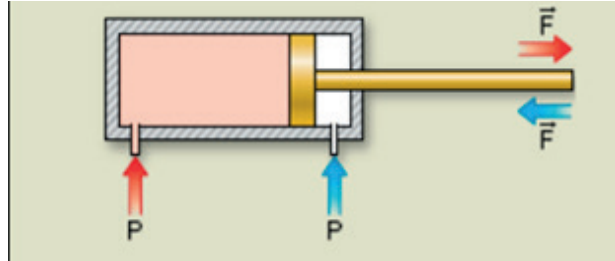
#### 3.1 EQUIPAMENTOS UTILIZADOS

Nesse tópico serão abordados os equipamentos escolhidos tais quais os estudos feitos para justificar a utilização dos componentes utilizados no dispositivo desenvolvido: atuador pneumático, sensor de pressão, válvula, compressor e microcontrolador.

### 3.1.1 Atuador Pneumático

A priori, é necessário destacar o que é um atuador pneumático e qual é a sua função. Sendo assim, esse dispositivo é formado por uma estrutura mecânica que, por meio da inserção de ar pressurizado, consegue mover ou comprimir algum objeto. Na Figura 2 mostra-se um tipo de atuador que possui um pistão movido pelo ar.

**Figura 2** – Atuador do tipo pistão



Fonte: Gomes (2023).

Esse atuador é linear, o qual pode ser de simples efeito ou duplo efeito, o primeiro tipo possui o avanço condicionado à ação de uma bomba e o recuo à uma mola ou algum tipo de força externa, enquanto o segundo possui tanto o avanço quanto o retorno acionado pela bomba. Além desses, existem outros atuadores como os rotativos, essa diferença permite que cada aplicação receba um atuador mais adequado (Rodriguez, 2015).

No entanto, nem o atuador do tipo pistão nem os rotativos são utilizados em seres vivos, geralmente possuem aplicações industriais. Para um atuador pneumático leve, o mais comum é um dispositivo cujo objetivo está relacionado à circulação sanguínea e à compressão do membro ou parte do corpo do indivíduo. Dessa forma, ela ocorre utilizando uma câmara que mantenha o ar em seu interior e que a infle. Na Figura 3 pode-se evidenciar um exemplo comercial de um atuador usado em humanos, as botas de compressão pneumática.

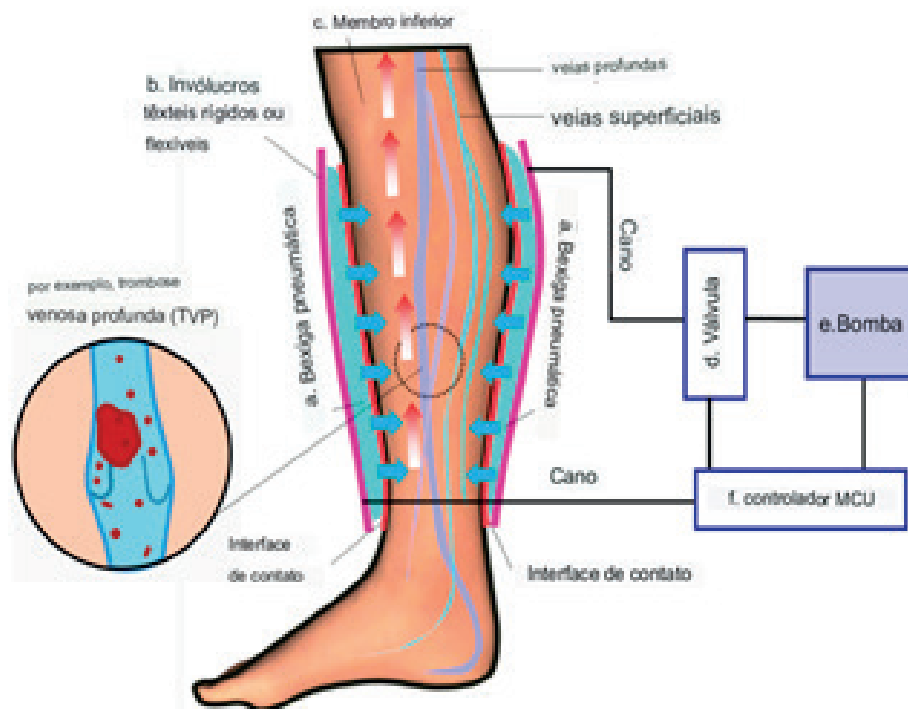
**Figura 3** – Botas de compressão pneumática



Fonte: Air Relief (2023).

A bota de compressão pneumática é um produto com bastante aceitação no mercado e utilizado em pessoas que possuem algum tipo de deficiência no retorno venoso. No entanto, o seu custo ainda é elevado e, por isso, nem todos que precisam podem adquirir um dispositivo desse. Ademais, existe outro atuador pneumático que pode promover benefícios às pessoas e com um custo mais acessível. Esse dispositivo é focado em utilizar componentes que tornam o produto final mais barato, o seu princípio de funcionamento numa perna pode ser visualizado na Figura 4.

**Figura 4** – Exemplo da ação de um atuador



Fonte: Adaptada de Zhao (2019).

A Figura 4 mostra tanto o circuito que controla o atuador pneumático, com o microcontrolador, bomba e a válvula, como a ação do atuador comprimindo a musculatura e melhorando o retorno venoso. É importante destacar que, para isso ocorra, a bomba fornece a pressão de ar necessária para o movimento e ela, por sua vez, é acionada pelo microcontrolador que também aciona a válvula liberando o fluxo de ar. Sendo assim, é possível fazer o controle de pressão, avanço e recuo do atuador permitindo que uma braçadeira corresponda aos objetivos do projeto.

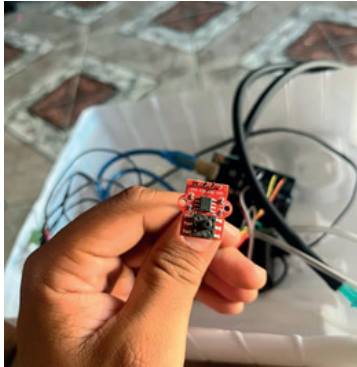
### 3.1.2 Sensor de Pressão

O módulo escolhido é um sensor transdutor de pressão MPS20N0040D que possui um conversor analógico-digital HX710B com precisão de 24 bits e é capaz de medir pressões de gases entre 0 e 40 kPa (aproximadamente 300 mmHg) desde que esses gases sejam límpidos, secos e não corrosivos. Possui inúmeras aplicações como bom-



bas de ar, medida de pressão de pneus, manômetros, sensor MAP, monitorização e diagnóstico de paciente, entre outras. O componente pode ser observado na Figura 5.

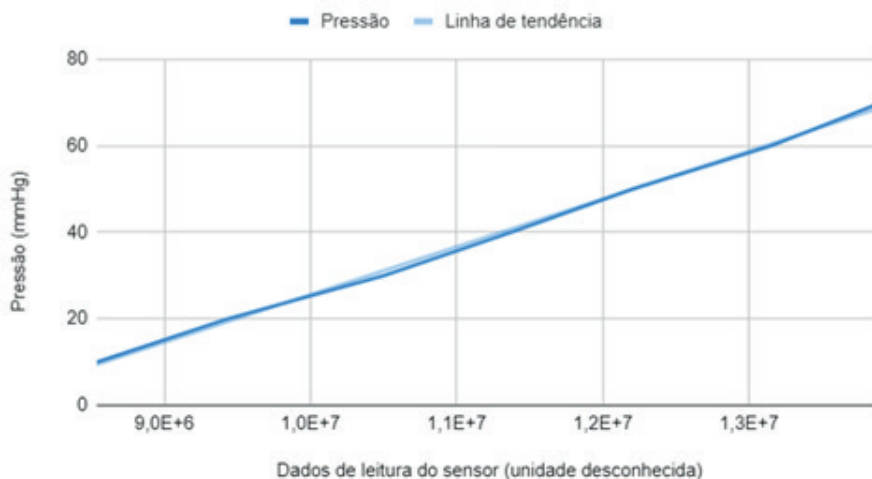
**Figura 5** - Sensor transdutor de pressão MPS20N0040D.



Fonte: Acervo pessoal (2023).

Segundo Popa (2023), um sensor como o MPS20N0040D exige calibração para garantir um funcionamento satisfatório, uma vez que é evidenciado que os datasheets desse modelo são vagos em alguns aspectos. Essa calibração foi feita tomando como referência um medidor de pressão convencional modelo G-tech Gp450sp em conjunto com o sensor MPS20N0040D, de forma a comparar um resultado de pressão conhecido no aparelho de medição de pressão com a medição dada pelo sensor, pelo fato do mesmo não trabalhar com uma unidade de medida definida, sendo apenas dados, não é possível de indicar algo se não houver alguma relação estabelecida, então existe a necessidade de uma calibração. Dessa forma, pode-se criar uma equação relacionando ambos os valores obtidos para encontrar uma equação de calibração do valor real, como representado na Figura 6.

**Figura 6** – Gráfico de calibração do sensor



Fonte: Autoria própria (2023).



O gráfico da Figura 6 foi obtido a partir de sete medições realizadas com o aparelho de pressão convencional com os valores de 10 até 70 mmHg e, juntamente com o resultado correspondente no sensor que pode ser observado no eixo x do gráfico, torna-se possível criar a equação da reta formada pela junção dos pontos formados nos intervalos medidos.

Conseqüentemente ao calibrar o sensor para realizar a medição de pressão na grandeza preferida de mmHg é necessário ressaltar que a incerteza da medição aumentará além da margem de 4% inferida nas especificações do módulo pelo fato da relação feita ser outra aproximação do valor. Entretanto continua sendo um valor ínfimo em relação ao valor real da medição, ou seja, continua servindo ao propósito do protótipo, além de padronizar a grandeza da medição.

### 3.1.3 Válvula

Torna-se necessário entender o funcionamento básico desse aparato, uma vez que existem diversos tipos, delegados para diferentes aplicações. Porém, de modo a resumir, a função de uma válvula é impedir ou permitir o fluxo do fluido sendo trabalhado a seguir a partir daquele ponto do sistema, sendo essa uma válvula simples bidirecional manual, ou seja, consegue fazer esse bloqueio/passagem em dois sentidos (Stewart, 2014). Sendo esse o modelo mais comum utilizado em diversas aplicações, desde de pequenos projetos até em aplicações industriais.

No entanto, as válvulas não operam apenas de forma manual, também podem ser controladas e acionadas para realizar suas funções uma vez que certas condições forem atendidas. Sabendo que as válvulas exigem um agente externo ou interno que desloque suas partes internas de uma posição para outra, ou seja, que altere as direções do fluxo, efetue os bloqueios e liberação de escapes, sendo classificado entre Acionamento Direto ou Indireto.

No caso do projeto, a válvula solenóide escolhida foi especificada como modelo mini, que acompanha os outros componentes do projeto facilitando a integração. Essa válvula é de suma importância pois possui a função de agir como escape de pressão, uma vez que é ela que permitirá ou interrompe a passagem de ar de acordo com o estado do atuador. O componente pode ser observado na Figura 7.

**Figura 7** – Válvula solenóide



Fonte: Acervo pessoal (2023).

### 3.1.4 Compressor

Uma vez que o compressor dimensionado para compor o circuito não precisa fornecer uma pressão de trabalho superior a 100 mmHg, e também levando em consideração a portabilidade, não é necessário um compressor de bancada convencional, como normalmente é encontrado em oficinas. Em vez disso, o circuito foi projetado com um mini compressor do modelo wp27-j6. Esse compressor opera com alimentação de 12V e, por ser compacto, tem aproximadamente 10 cm de comprimento, o que simplifica o tamanho do circuito. Além disso, é capaz de gerar uma pressão máxima de 420 mmHg para alimentar o circuito, e possui um fluxo de ar comprimido de 3,5L/min, o que garante uma velocidade adequada para inflar e esvaziar, contribuindo para a qualidade da terapia de compressão. O componente pode ser observado na Figura 8.

**Figura 8** – Mini compressor wp27-j6



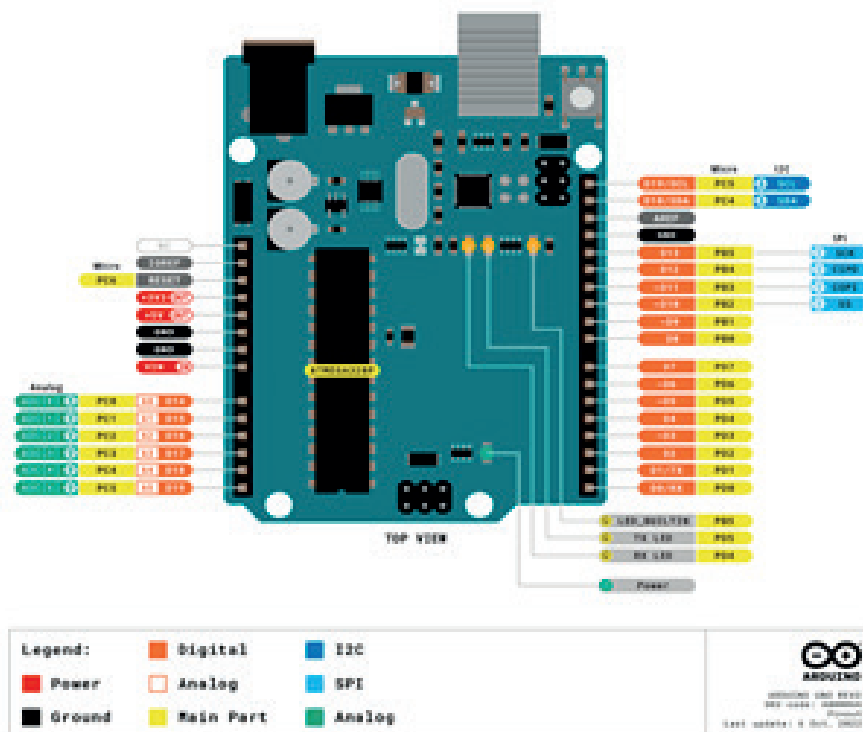
Fonte: Acervo pessoal (2023).

Foi planejado que, sendo a parte mais importante para o acionamento do circuito, o compressor possuísse a maior tolerância à pressão, mesmo sabendo que aproximadamente 3/4 da capacidade máxima não será utilizada, vindo a servir como medida de segurança ao usuário pelo fato de compressores trabalharem com pressões elevadas.

### 3.1.5 Microcontrolador

A escolha de uso de um microcontrolador como o Arduino se justifica pela sua facilidade de implementação, também pelo fato de ser mais acessível a nível acadêmico. Sabendo disso, a placa escolhida foi um Arduino UNO R3 que segundo a documentação contida no site oficial é uma placa de microcontrolador baseada no ATmega328P (Arduino, 2023). Ele possui 14 pinos de entrada/saída digital (dos quais 6 podem ser usados como saídas PWM), 6 entradas analógicas, um ressonador cerâmico de 16MHz, uma conexão USB, um conector de energia, um conector ICSP e um botão de reset.

Ele, também, pode ser utilizado diretamente conectado a um computador utilizando como forma acompanhar a execução do código da aplicação, escrito em C++ no software do Arduino IDE ou pode ser carregado com o código e após ser alimentado por uma fonte/bateria de 9V. A arquitetura da placa pode ser observada na Figura 9.

**Figura 9** – Placa Arduino UNO R3

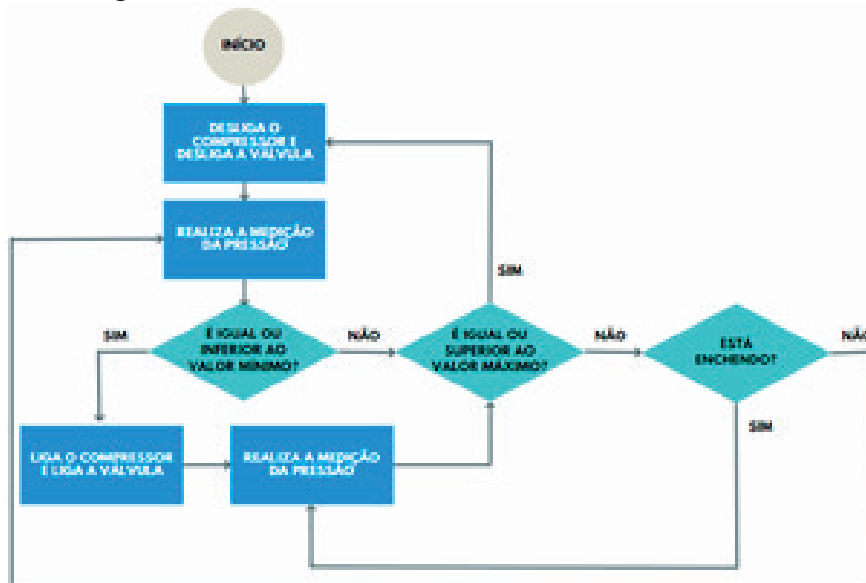
### 3.2 DESENVOLVIMENTO DA LÓGICA DE CONTROLE

O Arduino é capaz de usar a informação do sensor para controlar o estado do compressor (Ligado/Desligado) por meio da válvula solenóide. A programação no Arduino é desenvolvida para reproduzir o movimento repetitivo desejado de expansão e relaxamento da braçadeira, e o sensor foi calibrado para medir a pressão em mmHg.

Com o valor de pressão do sistema coletado por meio do sensor, durante a etapa de medição, a comparação é realizada considerando o intervalo de ativação que é definida por dois potenciômetros presentes no circuito. Esses dois componentes eletrônicos fornecem para o arduino um sinal que pode variar, a depender da posição do cursor, entre 0 e 5 volts. Sendo assim, esse sinal é convertido de analógico para digital e mapeado por meio do código para que essa variação corresponda ao ajuste do valor de pressão de cada um dos limites.

Diante disso, no caso do limite mínimo, o potenciômetro controla o valor para que ele esteja entre 10 mmHg e 40 mmHg, ou seja, de maneira linear, a variação proporcionada pelo giro do potenciômetro define a pressão em que o compressor deve começar a trabalhar. Enquanto isso, o outro potenciômetro funciona de maneira semelhante, mas com o limite máximo sendo entre 50 mmHg e 100 mmHg, indicando assim o final da compressão. Dessa maneira, a variação máxima de um ciclo de compressão e descompressão pode ser de 10 mmHg a 100 mmHg, com o menor valor do limite mínimo e o maior do limite máximo, ou de 40 mmHg a 50 mmHg, ocorrendo justamente o oposto, o maior pressão do limite mínimo e a menor do limite máximo. Assim, o dispositivo oscila entre os valores ajustados para o limite mínimo e máximo formando um ciclo de acionamento que é detalhado no fluxograma da Figura 10.

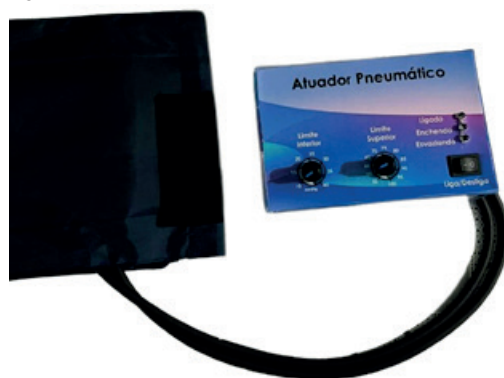
**Figura 10** – Fluxograma de funcionamento



Fonte: Autoria própria.

Ao iniciar o sistema, a primeira etapa a ser realizada é desligar o compressor e a válvula para evitar qualquer acionamento involuntário do sistema. Em seguida, é feita a medição da pressão. Se o valor medido for inferior ao valor mínimo, o compressor e a válvula devem ser ligados. Após isso, a medição de pressão é feita novamente para verificar se ela é igual ou superior ao valor máximo. Se a pressão for superior a esse limite, o esvaziamento ocorre repetindo assim o ciclo. Caso contrário, uma vez que existem apenas os limites superior e inferior, o sistema fará medições de pressão repetidamente até que um dos limites seja atingido para que o ciclo possa ser reiniciado. O protótipo final com os dois potenciômetros para ajuste dos limites, os LEDs que indicam o funcionamento e o botão Liga/Desliga pode ser visto na Figura 11.

**Figura 11** – Protótipo final



Fonte: Acervo pessoal.

### 3.3 COMPARAÇÃO COM DISPOSITIVOS EXISTENTES

Por ser um protótipo, existem pontos negativos, em comparação a modelos comerciais cujos preços variam de R\$1000,00 a R\$10.000,00, utilizando como referência lojas de varejo nacionais.

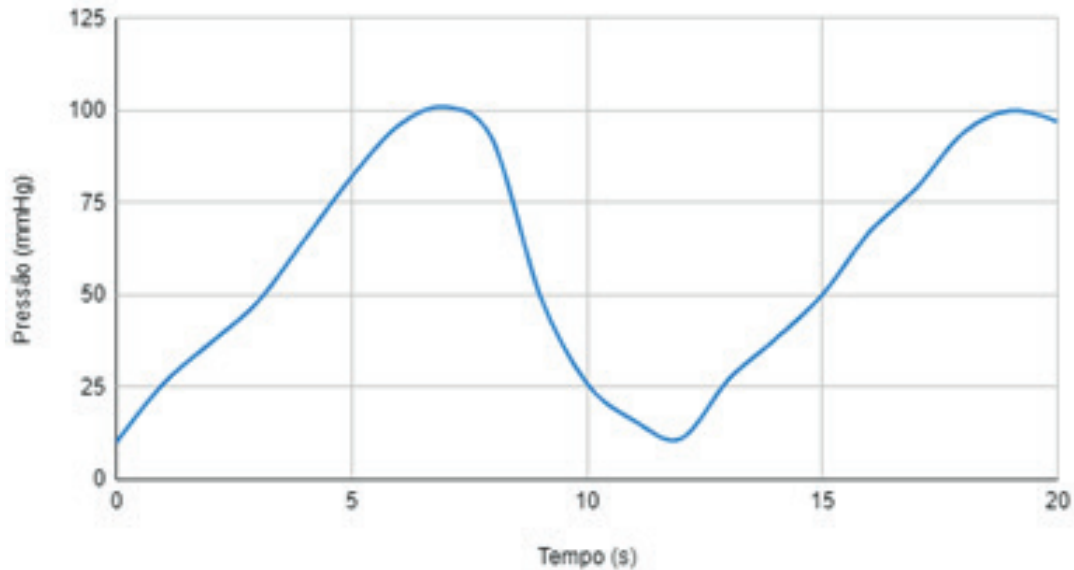
Um dos pontos negativos é a variabilidade de funções e opções para o usuário. No protótipo, só é possível regular o valor de pressão inferior e superior do ciclo de acionamento, conforme as faixas já descritas anteriormente, enquanto nos dispositivos convencionais existem divisões dos compartimentos acionados, o que permite várias possibilidades de acionamento sequenciais e alternados. Outro item a se destacar é o modo “aquecimento” que é ausente no protótipo, mas comum nos dispositivos existentes.

Por fim, vale ressaltar que a função principal de um atuador pneumático para panturrilhas é comprimir a musculatura existente na região por um ciclo de compressão e descompressão. Essa função é cumprida pelo protótipo, por meio do enchimento do atuador até os níveis de pressão desejados, por tanto, os outros itens servem como configurações complementares que melhoram a recuperação muscular, mas geram um custo adicional para o projeto.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Para averiguar o funcionamento do dispositivo, foram realizados oito testes e calculado uma média desses valores, em seguida essas informações foram correlacionadas com o tempo que o compressor leva para inflar e desinflar o atuador. Os valores podem ser vistos na Figura 12 a seguir.

**Figura 12** – Gráfico Pressão versus Tempo com as médias



Fonte: Acervo pessoal.

Como é possível visualizar nesta figura, partindo da pressão de 10 mmHg, o dispositivo levou cerca de 7 segundos para atingir a pressão máxima e mais 5 segundos para voltar ao valor mínimo compreendendo um ciclo de 12 segundos.

Em relação ao gasto energético, durante os testes, observou-se um consumo de aproximadamente 100 mA com o compressor desligado e 250 mA com ele atuando, resultando assim numa potência máxima de 3 W. Considerando a tarifa para baixa tensão da Energisa em Sergipe com um kWh custando R\$0,65761, tem-se um valor próximo de R\$1,97 para cada 1000 horas de utilização do dispositivo. Diante disso, evidencia-se que o aparelho gera um baixo custo de uso para o usuário.

## 5 CONCLUSÕES

O objetivo deste artigo foi desenvolver um dispositivo de baixo custo que exercesse pressão sobre uma panturrilha e melhorasse o refluxo sanguíneo nesse membro. Essa meta foi parcialmente alcançada, utilizando como parâmetros de avaliação análises de gráficos e comparação com dados da literatura.

Ademais, por se tratar de um protótipo, existem itens que podem ser melhorados para a continuidade em trabalhos futuros. Algumas das melhorias são: controle da velocidade de enchimento e esvaziamento, inserção de mais atuadores para os pés e as coxas, botões para a escolha dos modos de acionamento e seleção do tempo de utilização.

Por fim, evidencia-se algumas dificuldades na elaboração do projeto como a calibração do sensor de pressão utilizado, a qual não foi possível encontrar com facilidade nas referências utilizadas, sendo feita então de maneira manual com outro medidor de pressão. No entanto, apesar das dificuldades, o dispositivo correspondeu às expectativas de realizar pressões que pudessem atingir os níveis de massagem ou de caminhada mais intensa a depender dos limites escolhidos.

## REFERÊNCIAS

AIR RELIEF. **Bota de compressão pneumática**. Disponível em: <https://airrelief.com/>. Acesso em: 5 maio 2023.

BARRAGÁN, H. **Wiring**: prototyping physical interaction design. Interaction Design Institute Ivrea, 2004.

DRAKE, R. L.; VOGL, W.; MITCHELL, A. W. M. **GRAY'S anatomia para estudantes**. 3. ed. Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda., 2015. Cap. 6

FOX, S. I. **Fisiologia humana**. 7. ed. São Paulo: Manole Ltda., 2007.

FRANÇA, L. H. G.; TAVARES, V. Insuficiência venosa crônica. Uma atualização. **Jornal Vascular Brasileiro**, 2020.

GOMES, R. S. **Eletropneumática e eletro-hidráulica**: aula 15 - elementos de trabalho pneumático. Disponível Em: <http://eletropneumaticaeleetrohidraulica.blogspot.com/2016/02/aula-10-elementos-de-trabalho-pneumatico.html>. Acesso em: 14 mar. 2023.

LEAL, F. J.; SANTOS, L. M. S. *et al.* **Tratamento fisioterapêutico vascular para a doença venosa crônica**: artigo de revisão. Universidade Federal de Ciências da Saúde de Alagoas, 2015.

NUTERGIA – Laboratório Nutergia. **Circulação pernas pesadas**. Disponível em: <https://www.nutergia.pt>. Acesso em: 14 mar. 2023.

POPA, S. E.; CONDRUT, T. Experimental determination of the transfer function for pressure sensors. **Journal of Engineering Studies and Research**, 2023.



POWERS, K. S.; HOWLEY, T.E. **Fisiologia do exercício**: teoria e aplicação ao condicionamento e ao desempenho. 9. ed. São Paulo: Manole Ltda., 2017.

RODRIGUEZ, C. C. **Atuadores para animatrônicos**. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2015.

STEWART, H. L. **Pneumática e hidráulica**. São Paulo: Hemus, 2014.

YOUN, Y. J.; LEE, J. Chronic venous insufficiency and varicose veins of the lower extremities. **The Korean journal of internal medicine**, v. 34, n. 2, p. 269, 2019. Of Intermittent Pneumatic Compression Therapy. Institute of Textiles and Clothing, Hong Kong Polytechnic University, 2019.

ZHAO, S. Dynamic interface pressure monitoring system for the morphological pressure mapping of intermittent pneumatic compression therapy. **National Library of Medicine**, 2019.

ZHAO, S. Development of a soft pneumatic actuator system based on flexible force sensor for lower limb compression therapy. **Ieee Sensors Journal**, 2020

---

**Data do recebimento:** 6 de Agosto de 2023

**Data da avaliação:** 17 de Novembro 2023

**Data de aceite:** 22 de Fevereiro de 2024

---

---

1 Graduando Engenharia Mecatrônica; email: jose.emerson@souunit.com.br

2 Graduando Engenharia Mecatrônica; email: yago.borges@souunit.com.br

3 Professor da Engenharia Mecatrônica; email: rmenezeseng@gmail.com