

Vibraestim: Protótipo de baixo custo para detecção do limiar de percepção de vibração de fibras grossas

Michelle Massessini Faria Freitas
Universidade Federal de Minas Gerais – MG

Elias José de Rezende Freitas
Universidade Federal de Minas Gerais – MG

RESUMO

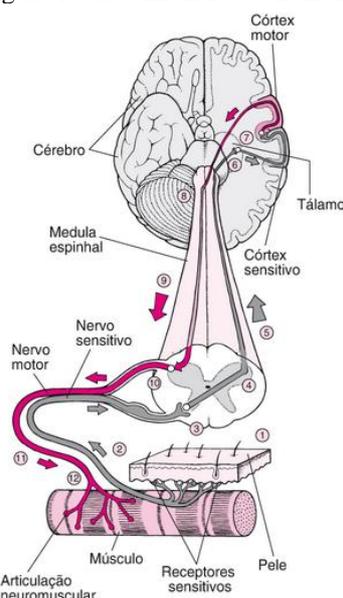
Os nervos periféricos são na realidade feixes de fibras nervosas. Alguns são muito pequenos (com diâmetros inferiores a 0,4 mm) e outros são mais grossos (com diâmetros de até 6 mm). As fibras mais grossas transportam mensagens que ativam os músculos (fibras nervosas motoras) e a sensibilidade tátil e da posição (fibras nervosas sensitivas). As fibras nervosas sensitivas menores transmitem a sensibilidade à dor e à temperatura e controlam as funções automáticas do organismo, como a frequência cardíaca, a pressão arterial e a temperatura (sistema nervoso autônomo).

Palavras-chave: Vibraestim, Fibras grossas, Fibras nervosas.

1 INTRODUÇÃO

O sistema nervoso humano é dividido em sistema nervoso periférico e sistema nervoso central, podendo ser representado conforme ilustra a Figura 1.

Figura 1 - Sistema nervoso humano.



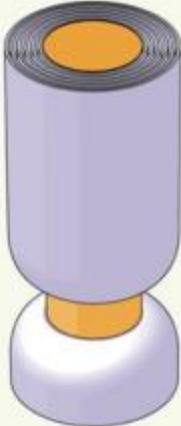
Fonte: <https://tinyurl.com/4f3ez6zp>.

Os nervos periféricos são na realidade feixes de fibras nervosas. Alguns são muito pequenos (com diâmetros inferiores a 0,4 mm) e outros são mais grossos (com diâmetros de até 6 mm). As fibras mais grossas transportam mensagens que ativam os músculos (fibras nervosas motoras) e a sensibilidade tátil e da posição (fibras nervosas sensitivas). As fibras nervosas sensitivas menores transmitem a sensibilidade à dor e à temperatura e controlam as funções automáticas do organismo, como a frequência cardíaca, a pressão arterial e a temperatura (sistema nervoso autônomo).

As células de Schwann envolvem cada uma das fibras nervosas e formam muitas camadas de um isolante gorduroso conhecido como bainha de mielina. A disfunção dos nervos periféricos pode ser devida a lesões das fibras nervosas, do corpo da célula nervosa, das células de Schwann ou da bainha de mielina (SILVERTHORN, 2017).

Os nervos estão conectados e comunicam seus sinais por meio de sinapses. Assim, o movimento de um músculo envolve duas vias nervosas complexas: a via nervosa sensitiva até o cérebro e a via nervosa motora até o músculo. As fibras nervosas são classificadas quanto à velocidade de transmissão e o seu diâmetro, conforme a Figura 2.

Figura 2 – Classificação das fibras nervosas.

	A α	A β	A δ	C
Axons from skin				
Axons from muscles	Group I	II	III	IV
				
Diameter (μ m)	13–20	6–12	1–5	0.2–1.5
Speed (m/sec)	80–120	35–75	5–30	0.5–2
Sensory receptors	Proprioceptors of skeletal muscle	Mechanoreceptors of skin	Pain, temperature	Temperature, pain, itch

Fonte: <https://tinyurl.com/2zfpnh3>.

O pé diabético é definido como “infecção, ulceração e/ou destruição dos tecidos profundos associadas a anormalidades neurológicas e doença vascular periférica nos membros inferiores [...] levando frequentemente à amputação”. A maior parte das internações desses pacientes são decorridas do agravamento dessas úlceras, principalmente, nos membros inferiores (CARLESSO et al., 2017).

De acordo com OCHOA-VIGO et al. (2005), a avaliação da sensibilidade periférica do paciente é fundamental para diagnosticar e tratar lesões nervosas periféricas, especialmente em condições como hanseníase e pé diabético. Essa avaliação deve fazer parte da rotina do exame físico das pessoas com diabetes, já que o risco de adquirir o pé diabético aumenta em 40 vezes nesses pacientes. Nesse caso, o médico deve examinar os pés do paciente à procura de sinais e sintomas precoces.

Para tal, são utilizados testes como o monofilamento de Semmes-Weinstein (SW), o diapasão e o biotensiômetro. O monofilamento SW é um instrumento manual que contém uma fibra de náilon com força, por exemplo, de 10 gramas, sendo aplicado à sola do pé, a um ângulo de 90 graus, mediante a técnica da resposta sim-não ao toque do aparelho em regiões do pé. A técnica instrui a pessoa a dizer sim, a cada vez que perceber a aplicação da fibra. A incapacidade, para distinguir o monofilamento SW em quatro pontos ou mais, é indicativo de perda da sensação de proteção (SOUZA et al., 2005). O diapasão é o mais simples instrumento, sendo realizado o teste de sensibilidade vibratória com o diapasão específico de 128 Hz (SARAIVA et al., 2023). Por fim, o biotensiômetro é que possibilita maior variação de frequência, porém o seu custo é o mais elevado.

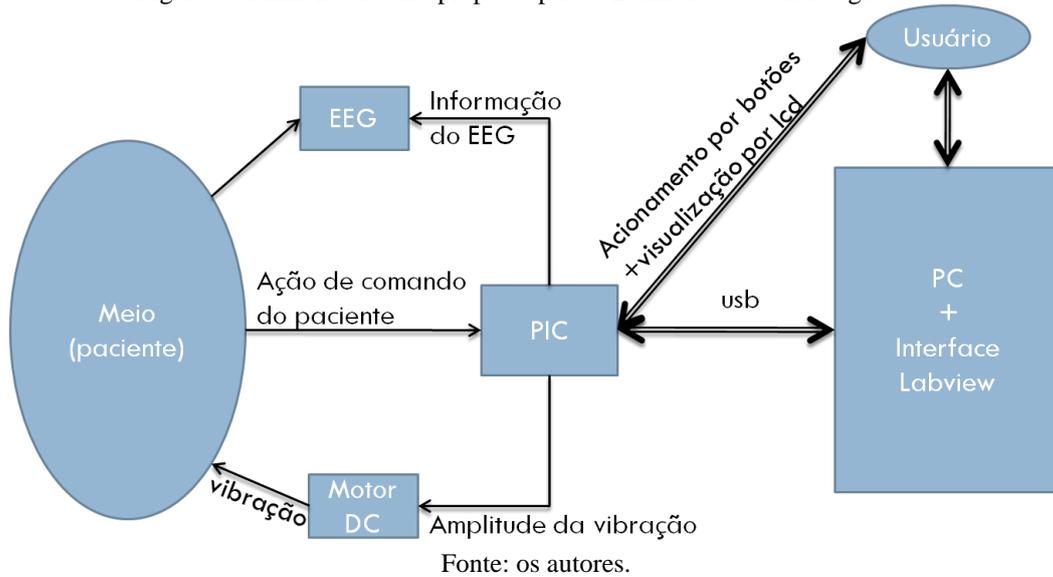
2 OBJETIVO

O objetivo deste trabalho é apresentar o início do desenvolvimento de um protótipo de baixo custo que possa auxiliar na detecção do limiar de percepção de vibração de fibras grossas, ajudando na avaliação do prognóstico e evolução do pé diabético. A esse protótipo foi dado o nome de VibraEstim.

3 METODOLOGIA

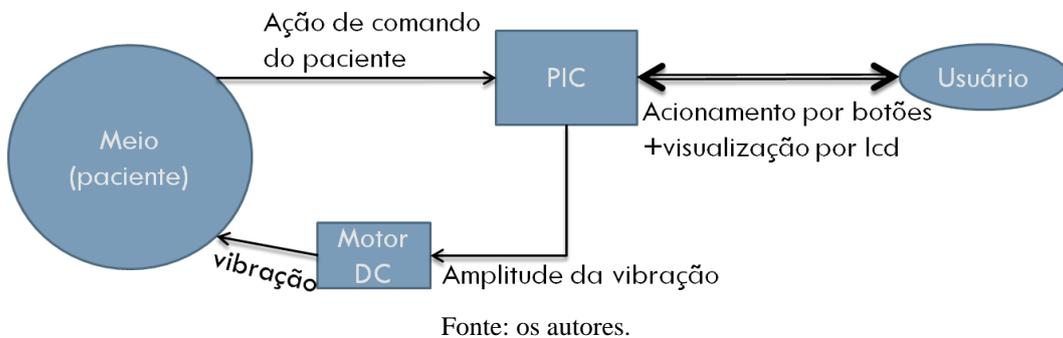
O sistema inicialmente proposto é composto por cinco elementos: 1 kit de desenvolvimento para microcontrolador PIC, 1 motor vibrador, 1 eletroencefalograma (EEG), a interface PC/Labview, a interface por LCD. A Figura 3 ilustra a interação entre esses elementos, o paciente e o usuário que faz o acompanhamento do teste.

Figura 3 - Primeiro sistema proposto para o Estimulador de fibras grossas.



A interface PC/Labview foi utilizada apenas na coleta de dados na etapa de coleta da vibração produzida pelo motor. O eletroencefalograma poderá ser utilizado em trabalhos futuros para a aquisição do sinal de resposta ao estímulo do paciente referente à vibração produzida. Dessa forma, o sistema simplificado desenvolvido pode ser visto na Figura 4.

Figura 4 - Sistema executado para o Estimulador de fibras grossas.

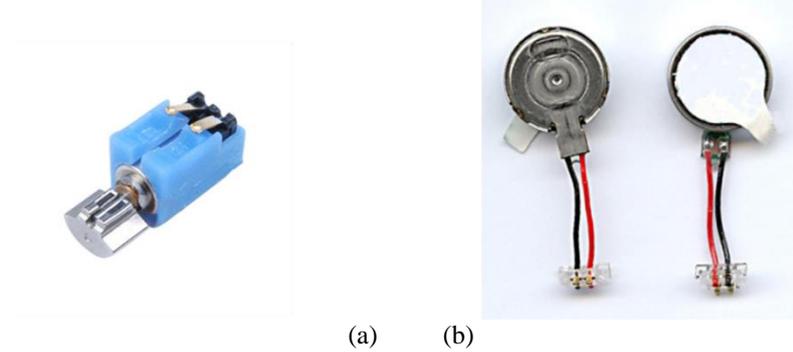


4 RESULTADOS INICIAIS

4.1 CAPTURA DA VIBRAÇÃO E ACIONAMENTO

O elemento responsável pela vibração do Vibraestim é um motor CC com eixo excêntrico e, por causa desse desbalanceamento no eixo, o motor vibra com uma determinada amplitude e frequência. Dois tipos de motores foram testados, como pode ser visualizado na Figura 5.

Figura 5 – (a) Primeiro motor CC utilizado no protótipo. (b) motor utilizado com eixo excêntrico.



(a) (b)
Fonte: os autores.

O primeiro motor utilizado, mostrado na Figura 5 a, é um motor com rotor desbalanceado. Porém, esse motor não atendeu ao projeto por variar a corrente com aumento de carga (ao pressionar mais) e exigir uma superfície para propagar a vibração. As características típicas desse motor desbalanceado são mostradas na Tabela 1.

Tabela 1 - Características típicas de um motor desbalanceado.

Tensão nominal	3,3V
Tensão de partida	aprox. 2,0V
Corrente nominal	aprox. 10mA
Velocidade	10000 a 25000rpm
Resistência de Armadura	$30 \pm 20\% \Omega$

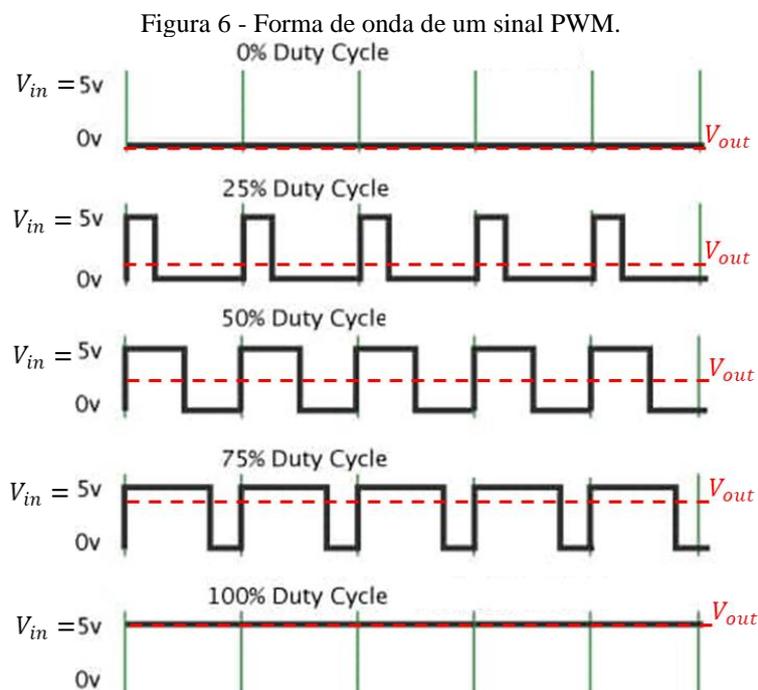
Dessa forma, utilizou-se o segundo motor de eixo excêntrico, mostrado na Figura 6b. Para verificar as características da vibração desse motor, foi utilizado um acelerômetro de 3 eixos (MMA7260), conectado à plataforma NI-ELVIS, de forma a possibilitar a aquisição de dados por um programa desenvolvido em Labview 8.5v. Os resultados dos dados obtidos com esse teste foram:

- Ao aumentar a tensão de armadura do motor CC, em determinadas faixas, há apenas um aumento da amplitude de vibração.
- Comparando faixas diferentes de tensão de entrada, percebeu-se que a frequência também varia.
- No geral, a frequência variou de 40Hz a 100Hz, atendendo aos objetivos deste projeto.

Para alterar a vibração desse motor é necessário variar a sua tensão de armadura CC. Uma possibilidade e a adotada neste trabalho foi acionar o motor por um comando de PWM, variando o ciclo de trabalho. A ideia básica de um comando PWM é que ao variar o ciclo de trabalho (D) o valor da tensão média (V_{out}) varia proporcionalmente com a entrada de tensão (V_{in}): $V_{out} = DV_{in}$.

Como a forma de onda PWM é quadrada, como na Figura 6, é necessário um filtro para eliminar a componente fundamental e seus harmônicos. Porém, para o motor não houve necessidade desse filtro, já

que internamente ele pode ser modelado como um filtro passa-baixa (uma resistência em série com um indutor) (SEDRA, SMITH, 2011).



Fonte: os autores.

Pelas características do motor CC utilizado, o acionamento por PWM teve os pré-requisitos descritos na Tabela 2.

Tabela 2 - Pré-requisitos do PWM.

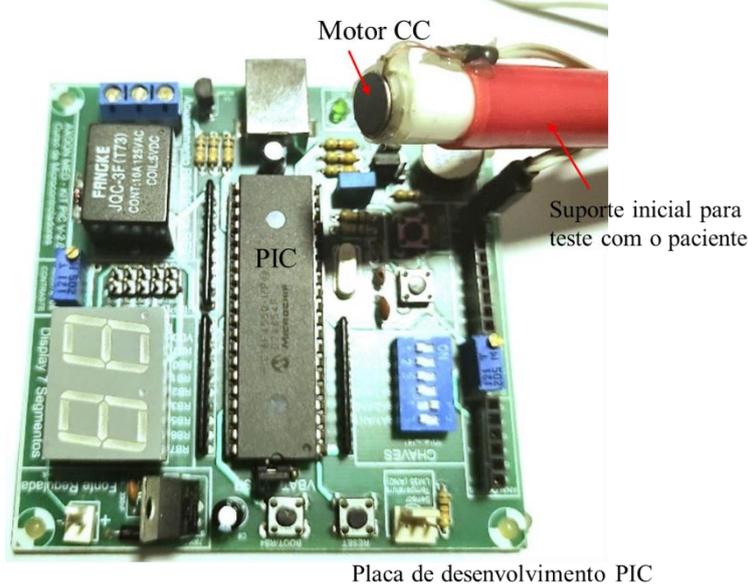
Frequência	12kHz
Duty cycle (faixa total 0 – 1024)	200 - 500
Duty cycle de partida	600
Resolução	4,88mV
Passo de iteração	50
Tensão máxima	5V
Tensão mínima	0V

4.2 MICROCONTROLADOR PIC

Para fazer o controle de vibração a partir do acionamento em PWM do motor e para fazer a interface Paciente/Usuário/Motor foi utilizado um microcontrolador da Microchip, que possui conexão USB com o computador, PIC18F4550. Esse PIC possui 40 pinos, dentre os quais existem 2 saídas PWM e entradas/saídas digitais configuráveis, possui 4 contadores e a frequência da CPU é de 48MHz. Para facilitar o desenvolvimento, foi utilizado um kit desenvolvido fornecido pela empresa AXOON Soluções

Tecnológicas em Saúde, que permite a rápida configuração de display de 7 segmentos e display LCD para o PIC. A Figura 7 apresenta o protótipo proposto.

Figura 7- Protótipo proposto, sendo evidenciado o Kit de desenvolvimento para PIC e a conexão com o micromotor.



Fonte: os autores.

4.3 INTERFACE PACIENTE-USUÁRIO

O estímulo de vibração fornecido pelo Vibraestim será aplicado ao paciente, tendo como interface um botão que será acionado durante a realização do teste. O display LCD e os leds que estão na placa do kit de desenvolvimento oferecem para o usuário informações durante a realização do teste tais como:

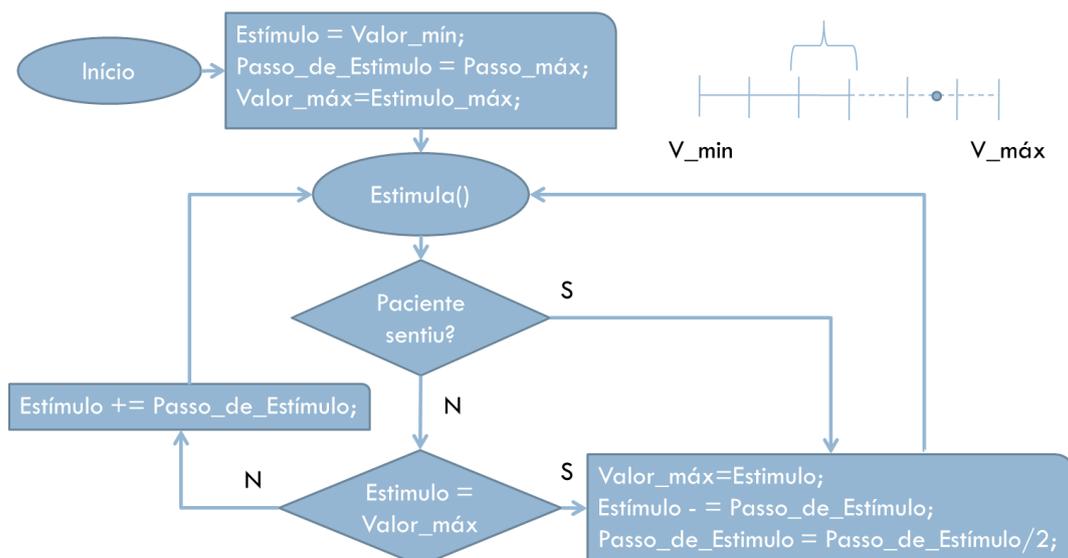
- Aguarda iniciar o teste;
- Teste iniciado;
- Teste estatístico;
- Valor do limiar (na forma da tensão na saída do PWM em mV).

É possível substituir o display LCD por um display mais simples de 7-segmentos, alterando o *firmware* do PIC. Por meio da chave digital do kit o usuário determina qual teste será realizado e um botão é utilizado para iniciar o teste.

4.4 TESTE DE ESTIMULAÇÃO

O desenvolvimento do *firmware* do PIC foi desenvolvido em linguagem C na plataforma MPLAB 8.2v. O algoritmo de teste foi desenvolvido tendo como base o trabalho de Martins (2008), relativo à estimulação somato-sensitiva, que determina o valor do limiar de percepção à estímulos de corrente elétrica.

Figura 8- Fluxograma para o teste de estimulação somato-sensitiva.



Fonte: os autores.

Considerando as limitações do motor, por exemplo, para iniciar a vibração é necessário um valor mínimo de tensão, o teste pode ser descrito da seguinte forma e resumido no fluxograma da Figura 8:

- O paciente será submetido a um valor perceptível de vibração inicialmente. De maneira contínua, a tensão aplicada ao motor irá diminuir com um determinado passo, e com isso a vibração.
- O paciente será informado para que aperte o botão quando parar de perceber a vibração. Quando isso ocorrer, a tensão aplicada ao motor será aumentada para o valor anterior e voltará a diminuir com um passo inferior ao anterior.
- Isso se repetirá até que se chegue ao passo mínimo e a um valor de tensão em que o paciente percebe a vibração.
- Após a determinação do limiar de descida, será feito um teste estatístico para verificar se o paciente realmente sente a vibração aplicada.

Analogamente, será feito a determinação do limiar de subida e os dois serão apresentados ao final no display de LCD. O teste a ser realizado é escolhido pelo usuário por meio de duas chaves do kit de desenvolvimento.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados obtidos com a montagem do sistema são apresentados a seguir:

- A partir da descrição de alguns indivíduos saudáveis em que aplicamos o estímulo de vibração, obteve-se como resultado que é perceptível a variação da vibração com a variação da tensão aplicada ao motor. A percepção ora foi de aumento de frequência ora de amplitude.



- O menor estímulo que se consegue obter com o motor utilizado é um estímulo que se pode perceber nas partes mais sensíveis como a mão, porém não é perceptível em outras partes, como no braço ou na perna.
- O funcionamento do kit e apresentação dos resultados dos testes mostrados no display de LDC e leds atenderam ao projeto.

Assim, pode-se concluir que ele se mostrou capaz de realizar estímulos de vibração e é possível variar a vibração, alterando a tensão média aplicada ao motor excêntrico.

A utilização do kit de desenvolvimento com o microcontrolador PIC18F4550 foi muito útil, permitindo que o sistema operasse de forma embarcada, uma vez que o algoritmo de determinação do limiar de sensibilidade à vibração foi implementado no firmware do microcontrolador e as mensagens importantes para o usuário do sistema podem ser visualizadas por meio do display LCD e dos leds.

Por outro lado, o kit possui muito mais do que o sistema realmente necessita. O protótipo pode ser otimizado utilizando um PIC que possui menos portas e utilizando apenas os componentes necessários para o acionamento do motor e indicadores visuais. Outra melhoria do sistema seria a implementação de uma comunicação com o computador. Essa comunicação visaria à memorização dos resultados dos valores dos limiares, para análise posterior pelo aplicador do exame e a memorização cronológica para verificação da evolução de um tratamento. Além disso, a interface com o usuário pode ser melhorada, por exemplo, adicionando um pequeno teclado para a escolha do teste.

Percebeu-se, durante a realização dos experimentos com o motor, que é necessária uma medida da vibração do motor para que seja realizada a calibração do instrumento. A partir disso, poderá ser verificado se há necessidade de realizar o controle do acionamento do motor, não apenas controlando a tensão, ou até mesmo verificada a necessidade da mudança do motor.

A realização do teste em indivíduos saudáveis permitiu verificar que existem áreas mais sensíveis à sensação de vibração que outras. Isso pode ser observado ao se aplicar uma vibração muito suave que se consegue perceber com as pontas dos dedos, porém não se consegue perceber no braço, por exemplo. Assim, o instrumento mostrou-se capaz de gerar estímulos de vibração que podem ser imperceptíveis de acordo com área de aplicação do estímulo. Isso é um indicativo de que poderá ser aplicado em indivíduos com neuropatias que afetam fibras grossas, sendo necessário a realização de testes com essa população.

Como continuação do projeto, pode-se também incluir a coleta do sinal de EEG para observação da resposta cerebral ao estímulo de vibração. Permitindo ainda a comparação da resposta cerebral dada pelo EEG ao estímulo da fibra mecanicamente, que é o caso da vibração, com o estímulo elétrico da mesma fibra, como em (MARTINS et al., 2008).



REFERÊNCIAS

CARLESSO, Guilherme Pereira; GONÇALVES, Mariana Helena Barboza; MORESCHI, Dorival. Avaliação do conhecimento de pacientes diabéticos sobre medidas preventivas do pé diabético em Maringá (PR). *Jornal Vascular Brasileiro*, v. 16, p. 113-118, 2017.

CARVALHO, Viviane Fernandes de et al. Limiar de sensibilidade cutânea dos pés em pacientes diabéticos através do pressure specified sensory device: uma avaliação da neuropatia. *Revista da Associação Médica Brasileira*, v. 55, p. 29-34, 2009.

MARTINS, Henrique Resende. Dissertação: Sistema para estudo do limiar de percepção de corrente elétrica com forma de onda arbitrária, Curso de Pós- Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da UFMG, 2008.

MARTINS, H. R. et al. Desenvolvimento de sistema para neuroestimulação elétrica com forma de onda arbitrária. In: 21o Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. sn, 2008. p. 4-7.

OCHOA-VIGO, Kattia; PACE, Ana Emilia. Pé diabético: estratégias para prevenção. *Acta paulista de Enfermagem*, v. 18, p. 100-109, 2005.

SARAIVA, Bárbara Peres Lapetina Gonçalves et al. Diagnóstico precoce da neuropatia diabética e profilaxia do pé diabético. *Journal of Human Growth and Development*, v. 33, n. 2, p. 206, 2023.

SEDRA, S. A.; SMITH, Kenneth C. *Microeletrônica*. Quinta Edição. 2011.

SILVERTHORN, Dee Unglaub. *Fisiologia humana: uma abordagem integrada*. Artmed editora, 2017.

SOUZA, Ary et al. Avaliação da neuropatia periférica: correlação entre a sensibilidade cutânea dos pés, achados clínicos e eletroneuromiográficos. *Acta Fisiátrica*, v. 12, n. 3, p. 87-93, 2005.