

# Desenvolvimento de um Protótipo de Venoscópio de Baixo Custo

Ruan Rosario, Igor Leão, Diorge Lima, Valdez Aragão e Diego Gomes

**Resumo**— Este trabalho apresenta um protótipo de localizador eletrônico de veias. O protótipo foi desenvolvido sobre a plataforma Raspberry Pi 3, ao qual foi acoplado um conjunto de emissor e sensor infravermelho, e uma tela portátil. O sistema todo é orquestrado por um código em Python, responsável por fazer a aquisição da imagem, processá-la e exibi-la. O processamento inclui redução da imagem, aumento de contraste e segmentação das veias. Ao final mostramos como cada etapa de processamento impacta na imagem adquirida, e como a imagem final enfatiza a localização das veias.

**Palavras-Chave**— Localizador eletrônico de veias, Processamento Digital de Imagem, Raspberry Pi 3.

**Abstract**— This work presents a prototype of an electronic vein finder. The prototype was developed on the Raspberry Pi 3 platform, to which an infrared emitter and sensor set and a portable screen were attached. The entire system is orchestrated by Python code, responsible for acquiring the image, processing it and displaying it. Processing includes image reduction, contrast enhancement and vein segmentation. At the end we show how each processing step impacts the acquired image, and how the final image emphasizes the location of the veins.

**Keywords**— Electronic vein finder, Digital Image Processing, Raspberry Pi 3.

## I. INTRODUÇÃO

A identificação das veias é uma etapa crucial em várias práticas médicas, incluindo o procedimento de punção venosa, que se caracteriza pela inserção de um dispositivo em uma veia para administração de medicamentos intravenosos, coleta sanguínea para análises laboratoriais ou doações [1]. No entanto, em muitos casos, localizar e acessar estas veias pode ser um processo desafiador, especialmente em pacientes que apresentam características físicas que possam dificultar a operação, como exemplo, a profundidade das veias, tonalidade da pele, taxa de gordura corporal, entre outros fatores. Estas situações podem gerar desconfortos para os pacientes como a necessidade da repetição do procedimento [2].

Para dar suporte a esta tarefa, existem tecnologias como o venoscópio [3], que é um equipamento que usa um método não invasivo para auxiliar na visualização das veias através da iluminação provocada por fonte de luz infravermelho incidente no local da aplicação para realçar a tonalidade das veias sob a pele [4].

O uso de LEDs infravermelhos no setor clínico, principalmente para a tarefa de segmentação venosa, tem sido amplamente explorado. Em [5], foi demonstrado uma análise de publicações científicas referente ao uso de vários protótipos

de dispositivos para detecção de veias utilizando diodo emissor de luz infravermelho (LED IR) em pacientes que apresentam dificuldades ao acesso vascular. Já em um estudo conduzido em [6] foi demonstrada a eficácia de um venoscópio portátil baseado em LEDs IR para localização de veias em pacientes pediátricos. Os autores relataram que cerca de uma taxa 72% dos profissionais que atuaram com o equipamento o consideraram útil.

Embora o método de visualização apenas com LEDs IR seja eficaz, estes estudos também propuseram a inclusão de técnicas de processamento de imagem para melhorar a precisão e a facilidade de uso do venoscópio. O estudo em [7] apresentou a implementação de um algoritmo integrando um sistema de segmentação venosa para remoção de ruídos e melhoria de contraste, promovendo uma imagem mais nítida. Os resultados mostraram que o algoritmo proposto promoveu uma melhoria no desempenho de 10,38% em comparação ao método que foi escolhido para análise.

Em [8] é destacada a existência de dispositivos que utilizam IR para auxiliar procedimentos de acesso vascular fornecendo uma valiosa funcionalidade clínica, porém, sua acessibilidade é limitada devido ao custo elevado. Ou seja, embora o uso de algoritmos de processamento de imagem possa melhorar a precisão na localização das veias, sua inclusão pode resultar no aumento da complexidade de execução do algoritmo do dispositivo e junto a isso, exigir requisitos mais elevados de poder computacional e memória, afetando o custo do dispositivo [9]. Como exemplo têm-se dispositivos que existem no mercado com uma tecnologia mais sofisticada o Accuvein [10], VeinNavi [11], VeinViewer [12] em que os preços variam entre R\$ 30.000,00 a R\$ 60.000,00.

O Raspberry Pi tem sido amplamente utilizado em protótipos deste ramo devido à sua capacidade de processamento e facilidade de integração com diferentes sensores e dispositivos. No trabalho em [13], é apresentado um sistema de detecção de veias e retroprojeção em tempo real utilizando Raspberry Pi. O sistema é capaz de identificar e destacar as veias em imagens de alta resolução, podendo auxiliar na inserção de agulhas e minimizar complicações durante os procedimentos. Em [14], sugere-se um sistema de monitoramento de saúde por meio de tecnologia IoT adotando como hardware um sensor e o Raspberry Pi 3 model B. Esses trabalhos demonstram a versatilidade do Raspberry Pi podendo ser incluído como ferramenta na área médica, destacando sua aplicabilidade no desenvolvimento de dispositivos para segmentação de veias e melhoria de procedimentos clínicos.

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um protótipo de localizador de veias de baixo custo, construído sobre uma

Ruan Rosario, Igor Leão, Diorge Lima, Valdez Aragão e Diego Gomes, IGE, Unifesspa, Marabá - PA, e-mail: ruan.lima, igor.leao, diorgelima, valdez.filho, diagomes@unifesspa.edu.br.

plataforma Raspberry Pi 3, equipado com uma câmera dotada de sensores na faixa do infravermelho, em que o processamento inclui melhoramento de contraste e segmentação de veias. Este protótipo é parte de um projeto que visa desenvolver um venoscópio adequado a peles mais escuras, observadas em geral na população amazônica.

Este artigo está organizado em 4 seções, onde a seção II mostra o método proposto, enquanto na seção III é apresentada a análise dos testes efetuados e seus resultados. Na seção IV o artigo é finalizado apresentado a conclusão do estudo.

## II. METODOLOGIA

### A. Estrutura geral do equipamento

O sistema é composto por um módulo de câmera anexado a um conjunto de LED IR com comprimento de onda na faixa de 850 nm, uma tela para visualização da imagem e o Raspberry Pi 3. O Raspberry Pi 3 é responsável pelo controle dos LEDs e processamento do frame capturado pela câmera.

O destaque das veias é devido a capacidade de absorção da luz IR pelas hemácias contidas na corrente sanguínea, e assim torna esta região mais evidente na imagem [15]. Isso é possível pelo fato de veias serem vasos que transportam sangue desoxigenado, e quando esse sangue pobre em oxigênio interage com a luz IR forma um contraste escurecido em relação a área circundante [4]. Os LEDs IR utilizados na segmentação de veias geralmente operam em comprimentos de onda que variam de 700 nm a 1000 nm. Esta faixa espectral é especialmente adequada para a visualização de veias abaixo da superfície da pele de até aproximadamente 5 mm de profundidade [16], como ilustrado na Fig 1.

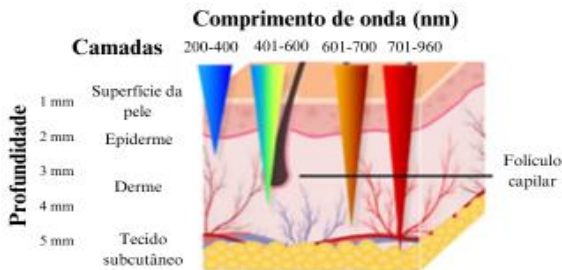


Fig. 1. Penetração de luz na pele com diferentes comprimentos de onda [16].

### B. Sistema de aquisição de imagem

A fig. 2. mostra o protótipo montado. Enquanto a fig. 3, ilustra uma visão geral do sistema em que a Luz infravermelho é radiada para o antebraço, a qual é refletida e medida pelo sistema de captura. Essa imagem é então processada no Raspberry Pi 3, e exibida na tela portátil.

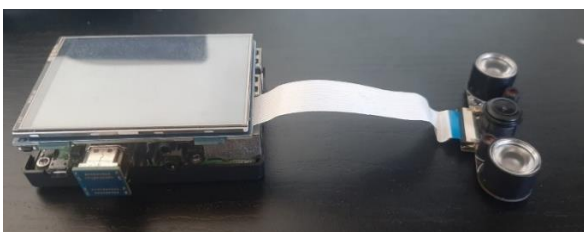


Fig. 2. Protótipo instalado.

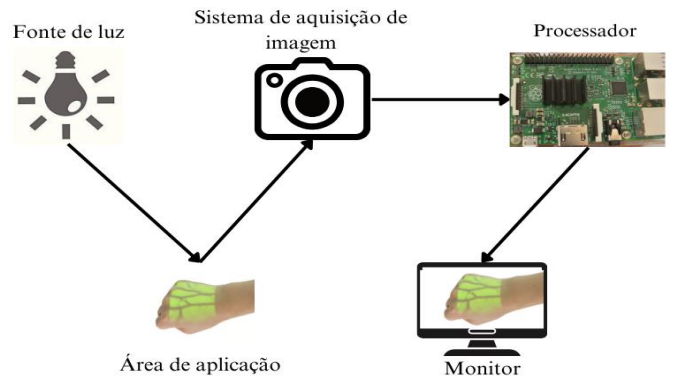


Fig. 3. Etapas de funcionamento do dispositivo.

### C. Tratamento de imagem

A Fig. 4, ilustra o fluxograma da etapa de processamento da imagem, que se destina a enfatizar o contorno das veias.

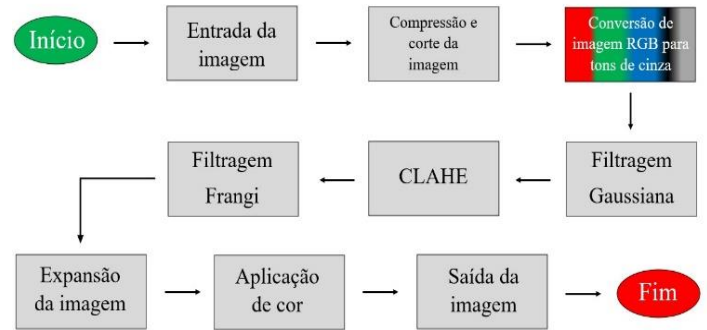


Fig. 2. Fluxograma para tratamento da imagem.

#### i) Corte e Compressão da imagem

O Raspberry Pi 3 demonstrou dificuldade em processar a imagem em seu tamanho original, com a resolução 2592x1944 pixels com 3 canais de saída, e exibi-la em tempo real. Então, o processamento inicia com um recorte de 600x600 pixels com 3 canais, a fim de extrair da imagem apenas a região de interesse. Em seguida, a compressão reduz ainda mais a resolução da imagem para um tamanho de 150x150 pixels. Adicionalmente, é feita a conversão para tons de cinza, a fim de termos apenas um canal.

#### ii) Filtro Gaussiano

O filtro Gaussiano é uma técnica que permite suavizar uma imagem. Esta suavização é amplamente utilizada em etapas de pré-processamento para exaltar a estrutura da imagem em diferentes escalas.

Este filtro usa uma curva Gaussiana, a qual é descrita por seus parâmetros de média e desvio padrão [17]. Para aplicação de processamento de imagem, utilizamos a formulação bidimensional da Gaussiana:

$$G(x, y) = G(x) \cdot G(y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (1),$$

onde  $x$  representa o eixo horizontal,  $y$  é o eixo vertical, e  $\sigma$  é o desvio padrão da função Gaussiana, que controla a largura da distribuição Gaussiana.

### iii) CLAHE

A equalização de histograma (HE) é um método utilizado para promover o aprimoramento de contraste em uma imagem, com a finalidade de possuir uma imagem com níveis de intensidade distribuídos uniformemente ao longo de toda a escala. Contudo, a equalização de histograma pode trazer um resultado ainda pior em comparação a imagem original, isso porque ela fornece um aumento excessivo de contraste [18].

O CLAHE é uma extensão do Equalizador de Histograma Adaptativo (AHE), que pode superar as dificuldades do HE associadas à amplificação excessiva do contraste. Este método utiliza um parâmetro conhecido como “*Clip limit*” (limite de corte) que define um limite de um histograma. A fórmula para calcular o limite de corte é dada por

$$\beta = \frac{M}{N} \left( 1 + \frac{\alpha}{100} (S_{m\acute{a}x} - 1) \right) \quad (2),$$

onde  $M$  representa o tamanho da região,  $N$  representa o valor da escala de cinza, e  $\alpha$  é um fator de corte que expressa a adição a um histograma que está entre 0 e 100 e  $S_{m\acute{a}x}$  representa o valor máximo do histograma [19].

Primeiramente ele divide a imagem original em várias subimagens não sobrepostas, e para cada subimagem um histograma é calculado, em que esse histograma representa a distribuição dos níveis de intensidade dentro da região. Em seguida o limite de corte é aplicado cortando o histograma e o valor excedente é distribuído para os outros [20].

### iv) Filtro Frangi

O filtro Frangi permite avaliar a presença de estruturas tubulares em uma imagem, como os vasos sanguíneos, e enfatizar sua visualização. Para a aplicação em questão, ele é aplicado com o intuito de gerar uma imagem que apresenta apenas estruturas que representam a segmentação venosa [21].

O seu funcionamento é baseado na análise de autovalores que estão presentes na matriz Hessiana para extrair as direções principais nas quais as estruturas de segunda ordem local podem ser decompostas. Ao fazer isso é identificado a extração de três direções ortonormais que são invariantes. Quando um pixel pertence a região de vaso, será indicado por  $\lambda_1$  com pequeno valor (idealmente zero),  $\lambda_2$  e  $\lambda_3$  com magnitudes elevadas e mesmo sinal [22], como em

$$|\lambda_1| \approx 0 \quad (3),$$

$$|\lambda_1| \ll |\lambda_2| \quad (4),$$

$$|\lambda_2| \approx |\lambda_3| \quad (5).$$

A razão descrita em (6) se refere à maior seção transversal do elipsoide e considera a razão de aspecto das duas maiores derivadas de segunda ordem. Em outras palavras  $R_A$  é a medida usada para distinguir estruturas similares a tubos e outras estruturas. Ela é definida como a razão entre os autovalores da matriz Hessiana [22].

$$R_A = \frac{|\lambda_2|}{|\lambda_1|} \quad (6).$$

Os autovalores desempenham um papel importante na discriminação do padrão de orientação local. Os valores de  $\lambda_1$  e  $\lambda_2$  são estabelecidos igualando o determinante da matriz a zero. Se a imagem for tridimensional, onde a matriz é 3x3 o valor de  $\lambda_3$  também deve ser calculado. Os valores de  $\lambda_1$  e  $\lambda_2$  adquiridos a partir da imagem 2D fornecem informações da concavidade na região [22].

A equação de Frangi para encontrar estruturas venosas em imagens bidimensionais é mostrada a seguir:

$$f(x) = \begin{cases} 0, & \text{se } \lambda_2 > 0 \\ \exp\left(-\frac{R_B^2}{\beta^2}\right) \left(1 - \exp\left(-\frac{S^2}{2c^2}\right)\right), & \end{cases} \quad (7),$$

onde  $\beta$  e  $c$  são limiares que controlam a sensibilidade do filtro linear às medidas  $R_\beta$  e  $S$ .

O valor de  $S$  (7) é determinado por,

$$S = \sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2} \quad (8).$$

### v) Expansão da imagem e aplicação de cor

Para finalizar o processamento, a imagem que possuía uma resolução de 150x150 pixels é expandida para o tamanho de 600x600 pixels novamente, que foi o tamanho determinado anteriormente como limitação da área desejada. E a aplicação de cor proporciona um efeito visual melhor para a imagem final.

Ao completar estas etapas de processamento o frame é exibido em tempo real no monitor portátil que está acoplado ao Raspberry Pi 3.

## III. RESULTADOS E DICUSSÕES

Nesta seção apresentamos os resultados das etapas de visualização das veias por meio do venoscópio desenvolvido com Raspberry Pi 3 e técnicas de processamento de imagens com os pacotes OpenCV, NumPy e Skimage.

Adotando como referência o Raspberry Pi 3 model B, este item pode ser encontrado em sites parceiros autorizados da plataforma com valor de pelo menos R\$ 200,00 e seus periféricos foram obtidos por lojas de importação. Cartão de memória R\$ 22,00, câmera com módulos de iluminação IR R\$ 30,00 e display LCD R\$ 78,00. Tendo um gasto total cerca de R\$ 320,00.

A fig. 5 ilustra as imagens durante cada etapa do processamento digital aplicadas ao frame original. Em (a) iniciando o processo, o algoritmo efetua um recorte na imagem original de tamanho 2592x1944 pixels com 3 canais de saída para um tamanho de 600x600 pixels, que proporcionou uma limitação adequada para a área de aplicação do procedimento excluindo toda área que não será necessária. Em seguida é feita uma amostragem espacial na imagem para um tamanho ainda menor, de 150x150 pixels, para otimizar as etapas seguintes do processamento da imagem, possibilitando que o Raspberry não sofra uma exigência computacional muito elevada. Esta etapa inicial permitiu que o processamento ocorresse em um tempo

menor, possibilitando o uso do dispositivo em tempo real. Por outro lado, a realização do mesmo procedimento sem a inclusão deste método de otimização mostrou um sistema totalmente travado impossibilitando qualquer tipo de análise. A Tabela 1 mostra os dados obtidos para comparação, em que se percebe que a quantidade de bits manipulada por frame diminuiu por um fator de aproximadamente 14 vezes. Além disso, foi possível aumentar taxa de frames por segundo (FPS), chegando a 2,54.

Tabela 1 – Comparação dos métodos em relação à taxa de frames por Segundo e quantidade de bits/frame.

	Com o método proposto	Sem o método proposto
FPS	2,54	0,04
Bits/frame (Mega)	8,64	120,93

Já em (c), a conversão para escala de cinza, simplificou o processamento, concentrando-se apenas na intensidade luminosa, que pode ser representada com um canal da imagem, o que contribuiu para aplicação dos filtros seguintes.

Em (d), a filtragem gaussiana adicionou um efeito de “borramento” na imagem, a qual tem o objetivo de remover sinais indesejados que poderiam influenciar na análise da imagem, como os pelos. O OpenCV fornece a função ‘cv2.GaussianBlur()’ para aplicar a filtragem gaussiana tendo os valores dos parâmetros kernel e desvio padrão definidos de forma arbitrária.

A inclusão do aprimoramento de contraste através do CLAHE, permitiu realçar as diferenças entre regiões com intensidades distintas. Em (e), nota-se que o CLAHE proporcionou uma imagem onde os detalhes sombreados das veias são destacados em relação à área circundante.

A análise visual da imagem em (f), revelou uma eficiente segmentação das veias realizada pelo filtro Frangi, tornando-as facilmente identificáveis e destacando sua localização e trajetória, em que foi utilizada a função filters.fragi() da biblioteca scikit-image. Neste caso, os valores foram ajustados para proporções mais adequadas como *scale range* que define a faixa de escala para estruturas mais finas e grossas, e o ajuste de  $\sigma$  para controlar a sensibilidade de diferentes tipos de estruturas para implementação do filtro.

Concluindo a etapa de processamento a imagem que estava em uma resolução de 150x150 pixels é expandida para a resolução de 600x600 pixels, e submetida a aplicação de cores para melhorar sua visualização, ilustrada em (g). A ampliação é feita com o comando ‘transforme.rescale()’, enquanto a aplicação da cor é através de ‘cv2.applyColorMap()’.

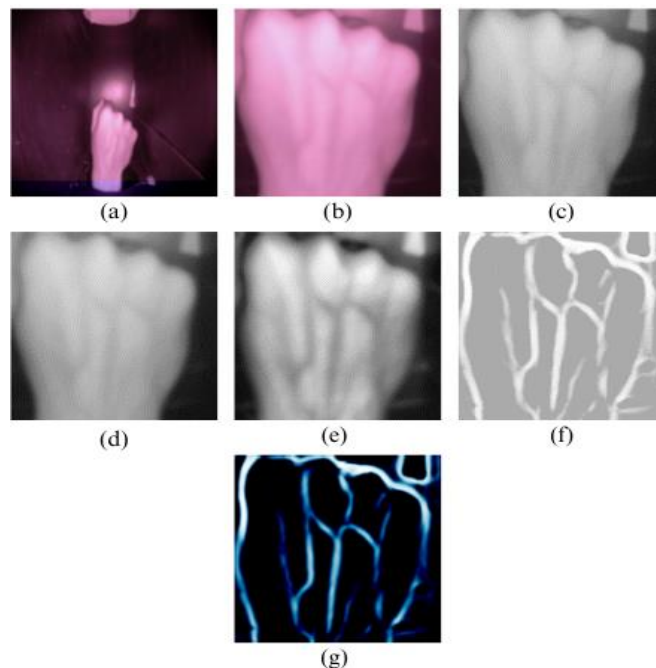


Fig.5. Etapas de processamento de uma imagem da parte de cima da mão. Em (a) mostra a imagem original; em (b) é mostrada a imagem recortada; em (c) conversão para escala cinza; em (d) aplicação do filtro Gaussiano; (e) aprimoramento de contraste por CLAHE; (f) aplicação do filtro Frangi; (g) aplicação de cor

Da mesma forma, a Fig. 6 mostra a aplicação em uma outra região do corpo, mais precisamente no antebraço. Esta visualização também mostra ser possível a realização do procedimento em diferentes cenários, pois a identificação das veias se torna evidente.

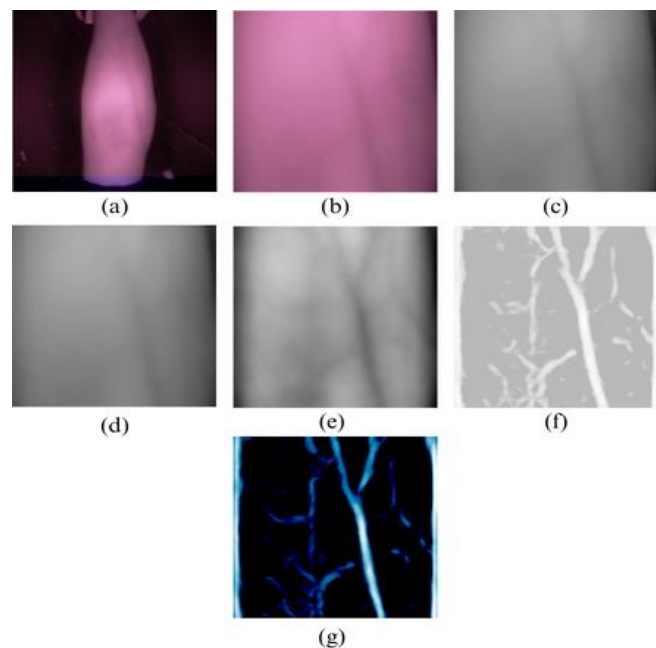


Fig.6. Etapas de processamento da imagem do antebraço. Em (a) mostra a imagem original; em (b) é mostrada a imagem recortada; em (c) conversão para escala cinza; em (d) aplicação do filtro Gaussiano; (e) aprimoramento de contraste por CLAHE; (f) aplicação do filtro Frangi; (g) aplicação de cor

É válido ressaltar que os valores dos parâmetros de cada

filtro mencionado foram implementados arbitrariamente e que o protótipo está em fase de testes podendo ser aprimorado em trabalhos futuros. Além disso, a etapa seguinte deste projeto visa realizar baterias de testes em pessoas com características físicas distintas entre elas, com o objetivo de avaliar a eficiência do dispositivo em sua aplicação. Também será incluído um projetor de imagem para substituir o monitor, e com isso, reprojeter a imagem para o mesmo local onde está sendo capturado o frame.

#### IV. CONCLUSÃO

O desenvolvimento do venoscópio baseado na plataforma Raspberry Pi 3, aliado a técnicas avançadas de processamento de imagem, representa um avanço significativo na visualização e localização de veias subcutâneas, especialmente em pacientes com características físicas que tornam a tarefa desafiadora. Este estudo demonstrou a viabilidade de um dispositivo de baixo custo, que utiliza luz infravermelha para realçar as veias sob a pele, combinado com algoritmos de filtragem e realce de contraste para melhorar a precisão e a nitidez das imagens.

A compressão de imagem e a conversão para escala de cinza permitiram um processamento eficiente em tempo real, enquanto a filtragem gaussiana e o CLAHE contribuíram para reduzir o ruído e melhorar o contraste, respectivamente. No entanto, o destaque foi o uso do filtro Frangi, que se mostrou altamente eficaz na detecção e realce de estruturas tubulares, como veias, proporcionando uma diferenciação clara entre as veias e o tecido circundante.

Os resultados obtidos neste estudo demonstram uma melhoria significativa na qualidade e na precisão da visualização das veias, tornando o procedimento de punção venosa mais eficiente e menos invasivo. Além disso, o uso de uma plataforma de baixo custo como o Raspberry Pi 3 torna o dispositivo acessível em uma variedade de cenários clínicos, especialmente em regiões onde recursos são limitados.

Em suma, o venoscópio desenvolvido neste projeto representa uma ferramenta promissora para profissionais da saúde, proporcionando uma abordagem inovadora e acessível para a localização de veias, o que pode resultar em uma experiência mais confortável para os pacientes e uma prática clínica mais eficaz e segura.

#### AGRADECIMENTOS

Agradecemos a Pró-reitoria de Pós-graduação, Pesquisa e Inovação Tecnológica da Unifesspa pelo financiamento parcial dessa pesquisa.

#### REFERÊNCIAS

- [1] TORRES, Maricy Morbin; ANDRADE, Denise de; SANTOS, Cláudia Benedita dos. Punção venosa periférica: avaliação de desempenho dos profissionais de enfermagem. *Revista Latino-Americana de Enfermagem*, v. 13, p. 299-304, 2005.
- [2] MARINHO, Andressa Moreira et al. Punção venosa periférica difícil: revisão integrativa. *Rev. enferm. UERJ*, p. e42567-e42567, 2019.
- [3] DE LIMA, Hellen Cristine et al. Experiência de estudantes de enfermagem na técnica de punção venosa periférica com e sem o uso de transiluminador cutâneo portátil. *Research, Society and Development*, v. 10, n. 11, p. e24101119198-e24101119198, 2021.
- [4] RECCO, Adriana Renata. Tecnologia educacional para punção venosa periférica no adulto: o uso de localizador de veias. 2019. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.
- [5] PAN, Cheng-Tang et al. Vein pattern locating technology for cannulation: a review of the low-cost vein finder prototypes utilizing near infrared (NIR) light to improve peripheral subcutaneous vein selection for phlebotomy. *Sensors*, v. 19, n. 16, p. 3573, 2019.
- [6] STREHLE, Eugen-Matthias. Making the invisible visible: near-infrared spectroscopy and phlebotomy in children. *Telemedicine and e-Health*, v. 16, n. 8, p. 889-893, 2010.
- [7] LEE, J.; Jeong, I.; Kim, K.; Cho, J. Design and Implementation of Embedded-Based Vein Image Processing System with Enhanced Denoising Capabilities. *Sensors* 2022, 22, 8559.
- [8] JURIC, S., Zalik, B. An innovative approach to near-infrared spectroscopy using a standard mobile device and its clinical application in the real-time visualization of peripheral veins. *BMC Med Inform Decis Mak* 14, 100 (2014).
- [9] MATOSAK, B. M.; Medeiros, N. G.; Rodrigues, F. A. F. Filtro Gaussiano Adaptativo Implementado em Ambiente Julia. In: XXVII Congresso Brasileiro de Cartografia, 2017, Rio de Janeiro, Brasil.
- [10] ACCUVEIN. Disponível em: <https://www.accuvein.com/>. Acesso em: 22 jul. 2024..
- [11] HOSPICENTER. Equipamentos Hospicenter - Conceito Em Saúde. Disponível em: <https://www.hospicenter.com.br/venoscopia-visualizador-de-veias-digital>. Acesso em: 22 jul. 2024..
- [12] VEINVIEWER. VeinViewer - Visualizador de Veias. Disponível em: <https://veinviewer.com.br/>. Acesso em: 22 jul. 2024.
- [13] GUNAWAN, I. Putu Adi Surya; SIGIT, Riyanto; GUNAWAN, Agus Indra. Vein visualization system using camera and projector based on distance sensor. In: 2018 International Electronics Symposium on Engineering Technology and Applications (IES-ETA). IEEE, 2018. p. 150-156.
- [14] GANESH, E. N. Health monitoring system using raspberry Pi and IoT. *Oriental journal of computer science and technology*, v. 12, n. 1, p. 8-13, 2019.
- [15] DE OLIVEIRA, Ronany Alves et al. Pré-Processamento e Classificação de Imagens NIR das Veias da Palma da Mão e Pulso Utilizando Análise por Componentes Principais. *Revista Arithmós-Revista da Escola de Ciências Exatas e da Computação*, v. 1, n. 1, p. 28-32, 2019.
- [16] FRANCISCO, Mark D. et al. Competitive real-time near infrared (NIR) vein finder imaging device to improve peripheral subcutaneous vein selection in venipuncture for clinical laboratory testing. *Micromachines*, v. 12, n. 4, p. 373, 2021.
- [17] JESUS, Edison O.; COSTA JR, Roberto. A utilização de filtros gaussianos na análise de imagens digitais. *Proceeding Series of the Brazilian Society of Computational and Applied Mathematics*, v. 3, n. 1, 2015.
- [18] MIN, Byong Seok et al. A novel method of determining parameters of CLAHE based on image entropy. *International Journal of Software Engineering and Its Applications*, v. 7, n. 5, p. 113-120, 2013.
- [19] HANA, F. M.; MAULIDA, I. D. Analysis of contrast limited adaptive histogram equalization (CLAHE) parameters on finger knuckle print identification. In: *Journal of Physics: Conference Series*. IOP Publishing, 2021. p. 012049.
- [20] AKILA, K.; JAYASHREE, L. S.; VASUKI, A. Mammographic image enhancement using indirect contrast enhancement techniques—a comparative study. *Procedia Computer Science*, v. 47, p. 255-261, 2015.
- [21] WIHARTO, P. P.; PALGUNADI, Y. Blood vessels segmentation in retinal fundus image using hybrid method of frangi filter, otsu thresholding and morphology. *Int. J. Adv. Comput. Sci. Appl.*, 2019.
- [22] FRANGI, Alejandro F. et al. Multiscale vessel enhancement filtering. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention—MICCAI'98: First International Conference Cambridge, MA, USA, October 11–13, 1998 Proceedings 1*. Springer Berlin Heidelberg, 1998. p. 130-137.
- [23] SABAZ, FURKAN; ATILA, U. ROI detection and vessel segmentation in retinal image. *The International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences*, v. 42, p. 85-89, 2017.