

# Sistema de Análise de Variação de Fluxo Sanguíneo Por Meio de Ultrassonografia Arterial com Doppler

Kellen Santana Silva, Lisandro Lovisolo, Michel Pompeu Tcheou,  
Jorge Luiz de C. Henriques Junior e Felipe da R. Henriques

**Resumo**— Este trabalho visa a monitoração do fluxo sanguíneo durante sessões de hemodiálise. A motivação é fornecer informações suplementares sobre o fluxo sanguíneo durante a hemodiálise com o objetivo potencial de sinalizar e, consequentemente, prevenir intercorrências após a sessão de hemodiálise. Utilizando a informação Doppler fornecida por ultrassom, o comportamento do fluxo sanguíneo em uma artéria carótida comum foi avaliado. Estima-se a velocidade do sangue através da carótida a partir do efeito Doppler, usando a *Short-Time Fourier Transform (STFT)*, e o fluxo de sangue é estimado a partir da velocidade. Primeiramente, a proposta é avaliada sinteticamente, aplicando a Lei de Poiseuille para o fluxo e aproximando as características temporais do fluxo durante um batimento usando a função de Bateman, de forma a verificar a sua adequação. Subsequentemente, estima-se o fluxo a partir de medições reais. A consistência dos resultados é analisada considerando-se as expectativas delineadas na literatura; conclui-se pela viabilidade da proposta apresentada para a análise da variação do fluxo sanguíneo durante tratamentos hemodialíticos.

**Palavras-Chave**— Hemodiálise; Fluxo sanguíneo; Ultrassom Doppler; Short-Time Fourier Transform (STFT).

**Abstract**— This work aims at monitoring blood flow during hemodialysis sessions. The motivation is to provide additional information about blood flow during hemodialysis with the potential objective of indicating and, consequently, preventing complications after the hemodialysis session. Using Doppler information provided by ultrasound, the behavior of blood flow in a common carotid artery was evaluated. The velocity of the blood through the carotid artery is estimated from the Doppler effect, using the STFT, and the blood flow is estimated from the velocity. Firstly, the proposal is evaluated synthetically, applying Poiseuille's Law to the flow and approximating the temporal characteristics of the flow during a beat using the Bateman function, to verify its adequacy. Subsequently, the flow is estimated from actual measurements. The consistency of the results is analyzed considering the expectations outlined in the literature; one concludes that the proposal presented for the analysis of blood flow variation during hemodialysis sessions is viable.

**Keywords**— Hemodialysis; Blood flow; Doppler ultrasound; Short-Time Fourier Transform (STFT).

## I. INTRODUÇÃO

No corpo humano, os rins possuem a responsabilidade de manter o sangue limpo e filtrado. Eles liberam os resíduos prejudiciais à saúde do corpo, ajudando a manter o equilíbrio de substâncias como sódio, potássio, ureia e creatinina, e

Kellen Santana Silva, Lisandro Lovisolo e Michel P. Tcheou, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Eletrônica (PEL), Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ), Rio de Janeiro, RJ. Jorge Luiz de C. Henriques Junior, Hospital Universitário Pedro Ernesto, UERJ. Felipe da R. Henriques, Unidade Petrópolis, CEFET-RJ. e-mails: ksantsilva@gmail.com, lovisolo@eng.uerj.br, mtcheou@eng.uerj.br, jorgehenriquesjr@gmail.com, felipe.henriques@cefet-rj.br. Este trabalho foi parcialmente financiado pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro pelo CNPq, processo 312743/2023-8, e com apoio da FAPERJ e da CAPES – Código de Financiamento 001.

controlando a pressão arterial. Quando esses órgãos adoecem e deixam de funcionar corretamente, emprega-se a hemodiálise para realizar esse papel [1]. Na hemodiálise, uma máquina realiza o trabalho dos rins. Durante o procedimento de hemodiálises, monitoram-se alguns sinais vitais do paciente, como, por exemplo, a pressão arterial e a frequência cardíaca.

Todavia, existem alterações significativas, como a do fluxo sanguíneo cerebral, que não são bem estudadas nem elucidadas e compreender essa dinâmica e a sua relação com possíveis problemas após a hemodiálise parece ser uma tarefa complexa. Entretanto, a artéria carótida comum é um local de acesso vascular viável para monitoramento [2]. Como a artéria carótida conduz o sangue oxigenado do coração para o cérebro, ela pode ajudar a estudar o fluxo sanguíneo cerebral durante a hemodiálise.

Com o propósito de desenvolver um método eficaz de apoio médico, que forneça informações suplementares sobre o fluxo sanguíneo do paciente em tratamento hemodialítico e contribua para a previsão de possíveis intercorrências, este estudo se concentra, primeiramente, na aquisição e processamento de informações sobre o fluxo sanguíneo, a partir de medidas utilizando um aparelho portátil de ultrassom com Doppler na artéria. A abordagem adotada integra conceitos da mecânica dos fluidos no contexto do sistema cardiovascular, aproximação da velocidade pela função de Bateman e processamento de sinais.

Nesse cenário, a organização deste estudo envolve a emulação do sinal de desvio de frequência Doppler para simulação tanto da velocidade quanto do fluxo sanguíneo. De posse disso, torna-se possível a comparação dos parâmetros que definem os sinais simulados com os mesmos parâmetros quando obtidos a partir do sistema de processamento proposto para obter as medições em casos reais. Essa abordagem permite avaliar mais precisamente se a cadeia de processamento proposta funciona adequadamente com os sinais emulados que não apresentam os mesmos ruídos que aqueles medidos. Em seguida, o sistema é testado com medidas reais. As comparações dos resultados evidenciam a consistência da cadeia de processamento empregada e a possibilidade de sua aplicação em sinais Doppler de ultrassom medidos na carótida de pessoas.

## II. DA MEDIÇÃO DOPPLER PARA A PRESSÃO

### A. Uso Clínico do Efeito Doppler

O efeito Doppler descreve a alteração em frequência de ondas sonoras refletidas por um objeto em movimento relativo com a fonte de onda [3]. Esse efeito é empregado por aparelhos de “ultrassonografia Doppler” para gerar informações acerca da direção, velocidade e volume do fluxo sanguíneo em pacientes de forma não invasiva.

O funcionamento de sistema Doppler por ultrassom é ilustrado na Figura 1. Empregam-se ondas sonoras na faixa de MHz incidentes sobre o vaso sanguíneo e, por meio do efeito Doppler, são registradas as ondas refletidas pelos eritrócitos em suspensão no sangue em movimento, como pode ser observado na Figura 1.

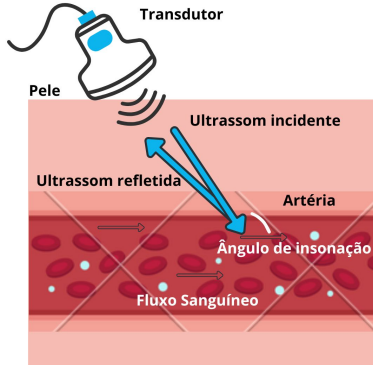


Fig. 1. Ultrassonografia Doppler de vasos sanguíneos.

A diferença entre as frequências das ondas emitidas pelo aparelho e as refletidas pelo volume de células do sangue permite calcular a velocidade sanguínea [4]. E, se usamos  $\Delta f$  para a diferença entre as frequências (Hz) das ondas emitida e refletida, podemos obter a velocidade do sangue via [3]

$$v = \frac{c\Delta f}{2f \cos(\theta)}, \quad (1)$$

onde  $c$  é a velocidade do som no meio (o sangue) (1540 m/s),  $f$  é a frequência de emissão (Hz) e  $\theta$  é o ângulo de incidência da onda na artéria, também denominado ângulo de insonação.

Para emitir e receber os sinais na ultrassonografia Doppler, empregam-se dispositivos que operam por meio do fenômeno piezoelétrico. Quando um campo elétrico é aplicado a um cristal anisotrópico, produz-se uma deformação mecânica. Reciprocamente, uma pressão mecânica gera um campo elétrico através do cristal. Tais cristais são empregados para produzir e capturar sinais de ultrassom com frequências da ordem de MHz efetivamente [4].

### B. Medidas de Fluxo Sanguíneo a partir da Lei de Poiseuille

A análise precisa do fluxo sanguíneo através do sistema vascular é uma tarefa complexa. Além da variação entre as dimensões das artérias e do ritmo cardíaco em pessoas distintas, o sangue é uma suspensão complexa. Ele é formado por corpúsculos sanguíneos brancos e vermelhos, plaquetas e glóbulos lipídicos dispersos numa solução coloidal de proteínas [5]. Apesar disso, pode-se entender a dinâmica do sistema cardiovascular através da aplicação dos princípios elementares da mecânica dos fluidos, como a Lei de Poiseuille, que é aplicável a sistemas hidráulicos simples [5].

O fluxo se refere ao deslocamento volumétrico de um fluido. Em um tubo cilíndrico, a velocidade  $v$ , o fluxo  $Q$  e a área da seção transversal  $A$  são tais que [5]

$$v = \frac{Q}{A}. \quad (2)$$

A lei de Poiseuille governa o fluxo de fluidos através de tubos cilíndricos. Ela descreve o fluxo constante, newtoniano e laminar, i.e, é um modelo no qual as camadas do fluido se movem de maneira paralela e suave umas às outras [5]. Neste caso, o fluxo é dado por

$$Q = \frac{\Delta_P \pi r^4}{8l\eta}, \quad (3)$$

que varia diretamente em função da diferença de pressão  $\Delta_P$  nas extremidades do tubo e da quarta potência do raio  $r$  do tubo e, inversamente, do comprimento  $l$  do tubo e da viscosidade do fluido  $\eta$ .

### C. Desdobramento da Lei de Poiseuille para Cálculo do Fluxo Sanguíneo na Artéria Carótida

Por meio da Lei de Poiseuille, o resultado da interação de cada camada do fluido com a estrutura cilíndrica gera um perfil de velocidade parabólico [5], conforme a Figura 2.a). Nela, a velocidade máxima é encontrada no centro do tubo e nas paredes do mesmo a velocidade é zero.

Assume-se tal geometria cilíndrica para a artéria. Com isso, é possível simplificar os cálculos do fluxo ao dividir essa estrutura em anéis concêntricos de espessura diferencial, conforme a Figura 2.b). Assim, é possível calcular uma vazão diferencial  $dQ(r)$  dada por

$$dQ(r) = v(r)2\pi r dr, \quad (4)$$

considerando que  $v(r)$  é a velocidade no anel de espessura  $dr$  e raio  $r$ . Integrando (4) em  $r$ , podemos obter o fluxo  $Q$ .

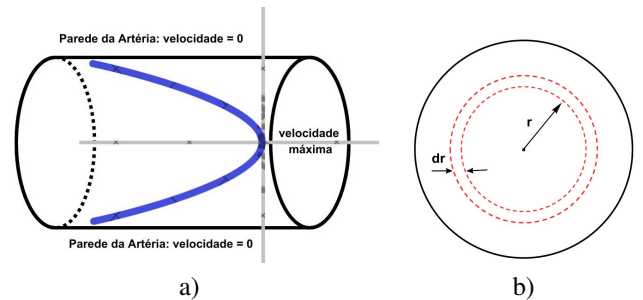


Fig. 2. a) Velocidade com perfil parabólico em um escoamento laminar. b) Área da seção transversal do tubo com espessura diferencial.

### D. Aproximação da Função Velocidade

Para modelar a velocidade do sangue ao longo do tempo, usa-se uma aproximação [6]. Mais especificamente, usamos uma função de Bateman, como sói-se empregar para modelar vários sinais produzidos por sistemas biológicos [7]. Visualmente, ela se assemelha à velocidade do sangue medida no corpo humano [6].

A função de Bateman é uma função bi-exponencial

$$p(t) = e^{-\rho t} - e^{-\gamma t}, \quad (5)$$

onde  $\rho$  e  $\gamma$  são constantes de decaimento e crescimento, respectivamente. A Figura 3 ilustra a composição de três

funções de Bateman que usamos neste trabalho para representar o formato da função temporal da velocidade do sangue durante um batimento real. Essa composição visa acomodar as fases do ciclo cardíaco chamadas de sístole (pico) e diástole (vale). Na sístole, a amplitude da onda atinge seu valor máximo, enquanto na diástole, atinge seu valor mínimo [6]. Porém, neste trabalho não pretendemos otimizar os parâmetros da composição empregada, simplesmente usamos uma que visualmente é adequada e que permite produzir um perfil de velocidade do sangue ao longo do tempo, conforme discutimos a seguir.

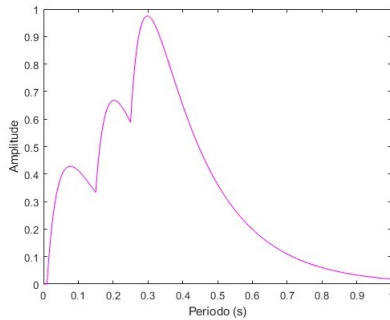


Fig. 3. Formato de onda que aproxima a evolução temporal da velocidade do sangue (cm/s) durante um batimento.

A construção do sinal do perfil de velocidade do sangue é obtida considerando que o fluxo  $Q$ , equação (3), durante um batimento, resulta da integral da velocidade  $v(t)$ , equação (5). Logo,

$$Q(t) = \int v(t) dt, \quad (6)$$

sendo a concatenação de todos os batimentos a etapa final na construção do sinal de velocidade  $v$ , tal que

$$\sum_{i=1}^n Q_i(t) = \sum_{i=1}^n \left( \int v_i(t) dt \right), \quad (7)$$

onde  $Q_i(t)$  é o fluxo do  $i$ -ésimo batimento e  $v_i(t)$  é a velocidade do  $i$ -ésimo batimento obtida a partir da aproximação do formato  $p(t)$  de onda na Figura 3, iniciando no instante  $t_i^s$  com duração  $T_i$  e amplitude  $\alpha_i$  da seguinte forma

$$v_i(t) = \alpha_i p \left( \frac{t - t_i^s}{T_i} \right), \quad (8)$$

$$\text{onde } \alpha_i = \frac{Q_i}{\int_{t_i^s}^{t_i^s + T_i} p \left( \frac{t - t_i^s}{T_i} \right) dt} \quad (9)$$

Esses três parâmetros são obtidos de forma a adequar a onda ao fluxo desejado, obtido a partir da pressão e assim formar um sinal de velocidade do sangue simulado, a partir do qual podemos obter o desvio Doppler. Isto é, os períodos dos batimentos e suas amplitudes são ajustados de forma a corresponder à variação da pressão arterial, conforme (3).

### E. Processamento do Sinal de Desvio Doppler no Tempo

A distribuição das velocidades do fluxo sanguíneo pode ser estimada a partir do espectro de potência do sinal Doppler

(espectro Doppler) [8]. O espectro de potência é obtido por métodos de estimação espectral, dentre os quais destaca-se a *Short-Time Fourier Transform* (STFT), amplamente utilizado nas bases da instrumentação ultrassônica comercial [9]. Sabe-se que a análise espectral transforma o domínio de uma função, convertendo o sinal do tempo para a frequência. Essa transformação é particularmente útil no caso do sinal de desvio Doppler, pois há uma proporcionalidade entre a frequência de desvio e a velocidade, conforme (1). Além disso, observa-se que a potência em uma determinada banda de frequência do espectro Doppler é proporcional ao volume de sangue que se move com velocidades que produzem frequências nessa banda. Portanto, a análise espectral do sinal Doppler resulta em um gráfico que reflete a distribuição de velocidades do fluxo sanguíneo no vaso [10].

### F. Sistema de Medição de Variação do Fluxo Sanguíneo na Artéria Carótida

O esquema da Figura 4 representa as etapas seguidas para a medição do fluxo sanguíneo na artéria carótida. No referido diagrama, usa-se para a STFT a função *spectrogram* do *MA-Trix LABORATORY* (MATLAB). Ademais, para os parâmetros, emprega-se uma janela temporal com duração de 10 ms, seguindo referências típicas da literatura. Do mesmo modo, a FFT utiliza 512 pontos, à taxa de amostragem de 44.100 Hz [8] e [11].

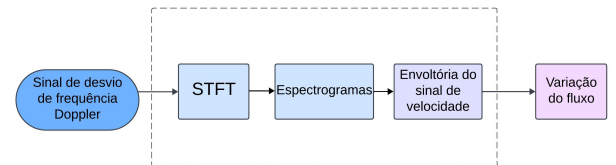


Fig. 4. Esquema de processamento do sinal de desvio Doppler.

Posteriormente, por meio do espectrograma e conforme a equação (1), a distribuição da velocidade do sangue é gerada. Adicionalmente, a envoltória do sinal de velocidade é calculada e, depois, a integral de cada ciclo da velocidade é realizada, indicando o fluxo em cada batimento.

## III. DA GERAÇÃO DOS SINAIS DE DESVIO DOPPLER

### A. Modelo de Desvio Doppler

Por meio de equação (3) e de dados reais de pressão arterial da *Research Resource for Complex Physiologic Signals* (PhysioNet) [12] produzimos sinais que simulam o fluxo sanguíneo. Usando o intervalo entre os picos consecutivos na pressão arterial, os batimentos são estimados.

Sintetizam-se os sinais correspondentes à velocidade e o desvio de frequência Doppler, seguindo as equações (7) e (1), respectivamente. Para o Doppler, emprega-se  $f$  igual a 10 MHz e  $\theta$  igual a 0 (para valor máximo). A Figura 5 apresenta de forma ilustrativa as etapas do processo e a Figura 6 o sinal obtido. O raio  $r$  adotado para artéria carótida é de 0,4 cm, o comprimento  $l$  de 20 cm e a viscosidade  $\eta$  do sangue é assumida de 0,004 Pa.s, conforme reportado na literatura [13].

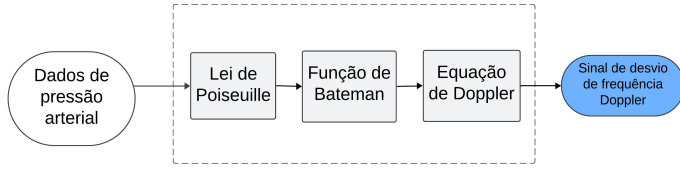


Fig. 5. Geração do sinal de desvio Doppler através do modelo matemático.

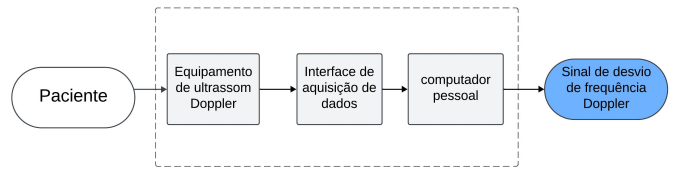


Fig. 7. Esquema de aquisição do sinal de desvio Doppler através de medições reais.

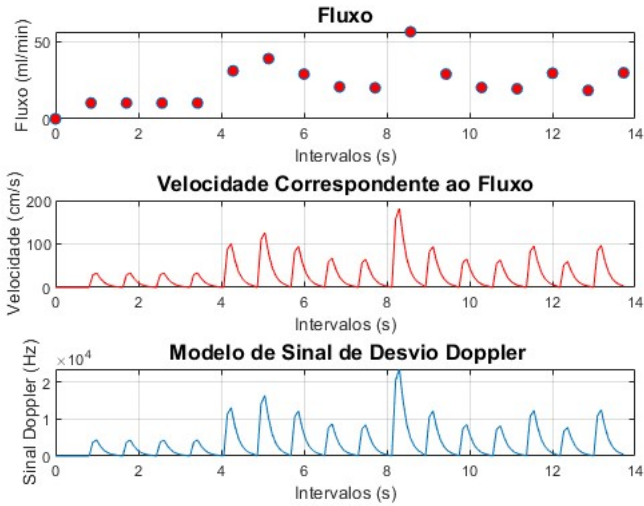


Fig. 6. Fluxo Emulado (ml/min), velocidade do sangue (cm/s) e desvio Doppler (Hz).

Na Figura 6, temos, de cima para baixo, o fluxo, a velocidade e o sinal Doppler. As amplitudes e os intervalos de medida do fluxo (vazões em ml/min) são empregados para gerar o sinal de velocidade, através da aproximação da função de Bateman. Assim, no gráfico do fluxo sanguíneo temos pulsos cujas durações correspondem às durações dos batimentos ao longo do tempo. O sinal de desvio Doppler é emulado com base na equação de Doppler a partir da velocidade.

### B. Medição do Desvio Doppler

Neste trabalho, usa-se um equipamento médico de ultrassom com Doppler para aquisição de medidas reais. O sinal de desvio Doppler é medido usando um “Doppler vascular portátil” operando em 10 MHz com uma intensidade ultrassônica de 4,5 mW/cm<sup>2</sup>. Posiciona-se o transdutor na artéria carótida, localizada no pescoço. O sistema de aquisição é conectado ao Doppler vascular e a um computador através de um sistema de aquisição, Figura 7. A interface de aquisição de dados é o modelo NI USB 6210, um conversor analógico-digital de 16 bits e taxa de até 250.000 amostras/s. A Figura 8 exemplifica um sinal medido.

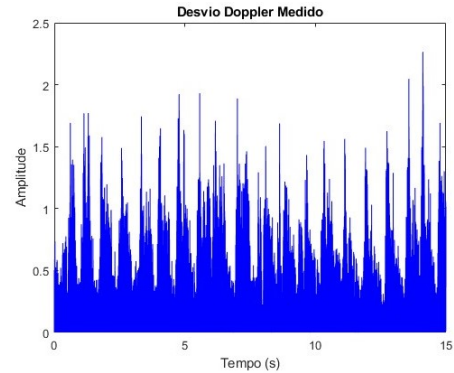


Fig. 8. Sinal Doppler medido (Amplitude (mV) × tempo (s)).

Na Figura 8, é observável o gráfico do sinal de desvio Doppler medido. Nele é possível a visualização dos intervalos de sístole e diástole. Outro ponto importante é a amplitude (mV) do sinal ao longo do tempo, indicando a coerência dos métodos empregados no artigo com as análises clínicas [11].

## IV. RESULTADOS

Nesta seção, verificamos a precisão dos sinais de fluxo computados. Para isso, primeiramente, comparamos os resultados para o sinal de desvio Doppler sintetizados obtidos com o sistema de processamento apresentado com os valores usados para gerar os sinais sintéticos. A Figura 9 apresenta os resultados com sete diferentes sinais de pressão arterial (de pessoas distintas). Em azul, temos o fluxo usado para obter os sinais sintéticos e, em vermelho, os fluxos calculados usando o sistema de processamento. Nota-se que os resultados são compatíveis, contudo, os dados de fluxo empregados (azul) apresentam valores ligeiramente inferiores que os do fluxo obtido a partir dos sinais sintetizados (vermelho). A Figura 10 resulta do sistema de processamento aplicado ao sinal medido. Percebe-se que os valores de fluxo são mais baixos comparados aos dos sinais sintetizados. Contudo, pode-se levar em consideração as limitações quanto à captura do sinal no pescoço, assim como, os ruídos em todo o sistema de medição, ocasionando um sinal de mais baixa amplitude.

## V. CONCLUSÕES

Mesmo diante da inerente complexidade do corpo humano, que dificulta a obtenção de uma precisão absoluta, o sistema em desenvolvimento mostrou-se capaz de operar satisfatoriamente. Isto é, as faixas de valores dos fluxos medidos e simulados estão similares e dentro do esperado na literatura

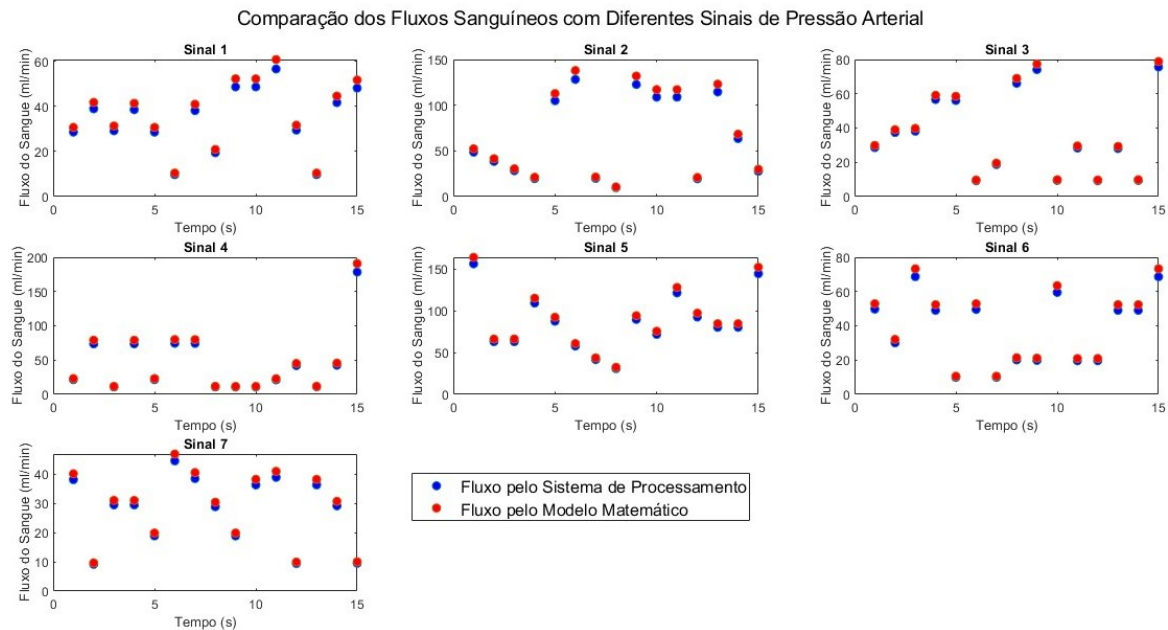


Fig. 9. Fluxo sintético (ml/min) no tempo (s).

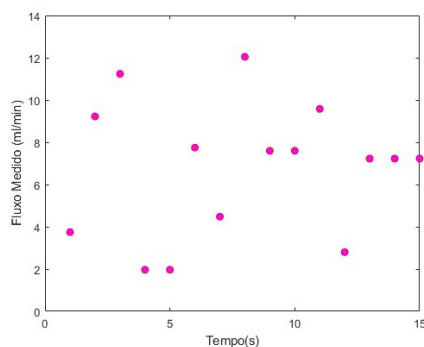


Fig. 10. Fluxo medido (ml/min) no tempo (s).

médica. Sua aplicação nos casos de teste está dentro dos parâmetros fisiológicos. A escalabilidade do sistema é um ponto a ser aprimorado no futuro, uma vez que se pretende analisar a variação do fluxo para inúmeros pacientes em tratamentos hemodialíticos. Nesse aspecto, o sistema será testado com um maior número de pessoas.

#### REFERÊNCIAS

- [1] Sociedade Brasileira de Nefrologia. *Hemodiálise*. Disponível em: <<https://www.vidavascul.com.br/doenca-da-arteria-carotida/>>. Acesso em: 19 set. 2023.
- [2] Instituto Vida Vascular. *Doença da Artéria Carótida*. Disponível em: <<https://sbn.org.br/publico/tratamentos/hemodialise/>>. Acesso em: 19 set. 2023.
- [3] CARVALHO, Cibele F. et al. *Princípios físicos do Doppler em ultrasonografia*. *Ciência Rural, Santa Maria*, v. 38, n. 3, p. 872-879, mai-jun, 2008. ISSN 0103-8478.
- [4] RUMACK, Carol M.; LEVINE, Deborah. *Diagnostic Ultrasound*. 5. ed. Elsevier Health Sciences, 2017. 2240 p. ISBN 0323529631, 9780323529631.
- [5] BERNE, Robert M.; LEVY, Matthew N. *Fisiologia*. 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010.
- [6] MASUDA, M.; EMOTO, T.; SUZUKI, A.; AKUTAGAWA, M.; KITAWAKI, T.; KITAOKA, K.; TANAKA, H.; OBARA, S.; YOSHIZAKI, K.; KONAKA, S.; KINOCHI, Y. *Evaluation of blood flow velocity waveform in common carotid artery using multi-branched arterial segment model of human arteries*. *Biomedical Signal Processing and Control*, v. 8, n. 6, p. 509-519, 2013. ISSN 1746-8094. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.bspc.2013.05.005>>. Acesso em: 24 mai. 2024.
- [7] LIMA, Paulo Victor M. R. Huguenin de; TCHEOU, Michel Pompeu; LOVISOLO, Lisandro. *Sobre a Parametrização do Dicionário de Bateman na Compressão de Sinais de Atividade Eletrodérmica via Decomposições Atômicas*. SBtT, 2020.
- [8] WANG, Lifang; ZHOU, Xiaohua. *The Research on Doppler Ultrasonic Blood Flow Signals under Periodically Pulsatile Flow Based on STFT*. In: International Conference on Biomedical Engineering and Biotechnology, 2012.
- [9] HEDRICK, W. R.; KYKES, D. L. *Doppler Physics and Instrumentation: A Review*. *Journal of Diagnostic Medical Sonography*, v. 4, p. 109-120, 1988.
- [10] EVANS, D.; McDICKEN, W. N. *Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Signal Processing*. 2. ed. Chichester, UK: Wiley, 2000.
- [11] BRANDÃO, Bruno Barros. *Processamento digital de sinais ultrassom Doppler para o cálculo do débito cardíaco*. Dissertação (Mestrado em Mecatrônica) - Universidade Federal da Bahia, Escola Politécnica, Instituto de Matemática, Programa de Pós-Graduação em Mecatrônica, Salvador, 2012.
- [12] GOLDBERGER, A. L.; AMARAL, L. A. N.; GLASS, L.; HAUSDORFF, J. M.; IVANOV, P. C.; MARK, R. G.; MIETUS, J. E.; MOODY, G. B.; PENG, C.-K.; STANLEY, H. E. *PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals*. *Circulation*, v. 101, p. e215-e220, 2000.
- [13] KASHEFI, A.; MAHDINIA, M.; FIROOZABADI, B.; AMIRKHOSEH, M.; AHMADI, G.; SAIDI, M.S. *Multidimensional modeling of the stenosed carotid artery: A novel CAD approach accompanied by an extensive lumped model*. *Acta Mechanica Sinica*, v. 30, n. 2, p. 259-273, mar. 2014.