



Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Centro de Tecnologia e Ciências

Faculdade de Engenharia

Kellen Santana Silva

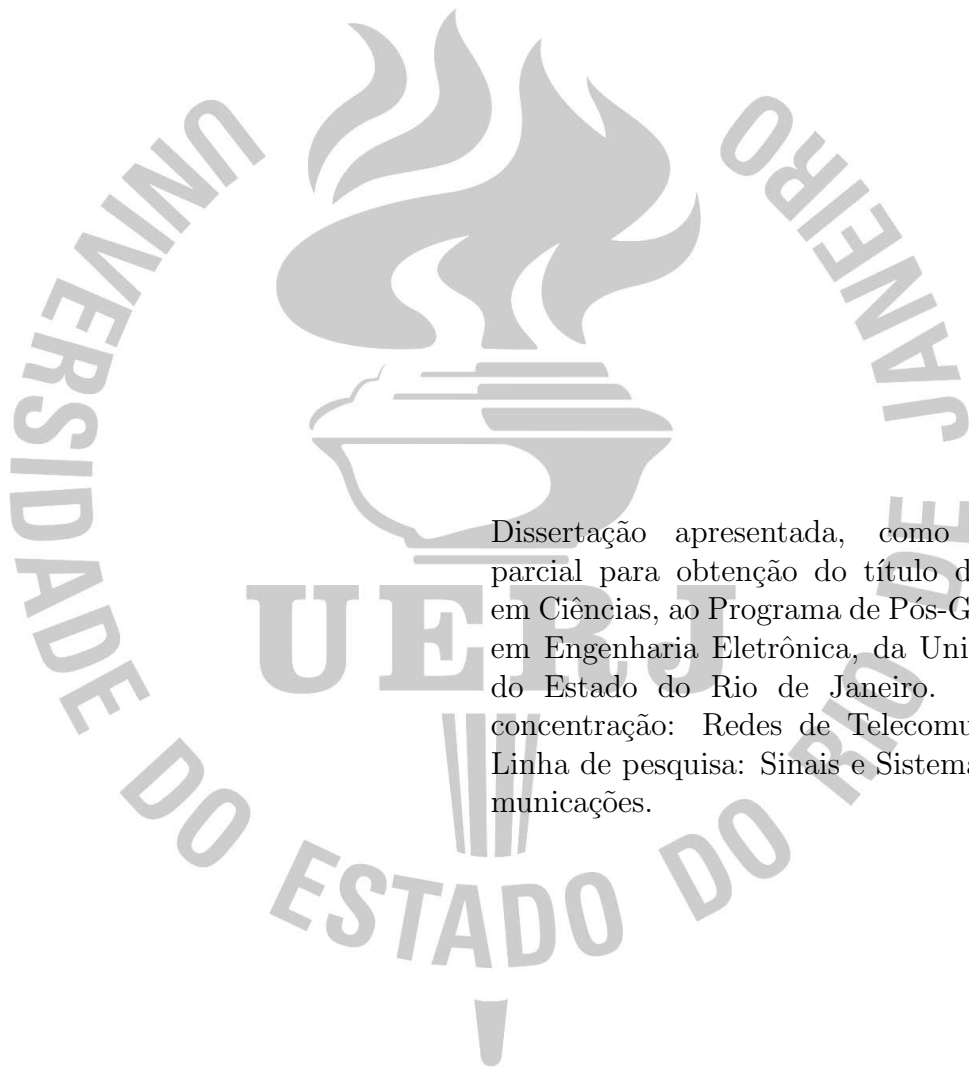
**Sobre a Utilização de Ultrassom Doppler para Estimação do
Fluxo Sanguíneo pela Carótida Durante Sessões de Hemodiálise**

Rio de Janeiro

2025

Kellen Santana Silva

**Sobre a Utilização de Ultrassom Doppler para Estimação do Fluxo
Sanguíneo pela Carótida Durante Sessões de Hemodiálise**



Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências, ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Eletrônica, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Redes de Telecomunicações. Linha de pesquisa: Sinais e Sistemas de Comunicações.

Orientadores: Prof. Dr. Lisandro Lovisolo e Prof. Dr. Michel Pompeu Tcheou

Rio de Janeiro

2025

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ / REDE SIRIUS / BIBLIOTECA CTC/B

S586 Silva, Kellen Santana.
Sobre a utilização de ultrassom Doppler para estimação do fluxo sanguíneo pela carótida durante sessões de hemodiálise / Kellen Santana Silva. – 2025.
74 f.

Orientadores: Lisandro Lovisolo, Michel Pompeu Tcheou.
Dissertação (Mestrado) - Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Faculdade de Engenharia.

1. Engenharia eletrônica - Teses. 2. Doppler, Ultrassonografia - Teses. 3. Fourier, Transformadas de - Teses. 4. Fluxo sanguíneo - Medição - Teses. 5. Hemodiálise - Teses. I. Lovisolo, Lisandro. II. Tcheou, Michel Pompeu. III. Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Faculdade de Engenharia. IV. Título.

CDU 591.112.3

Bibliotecária: Júlia Vieira – CRB7/6022

Autorizo, apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta tese, desde que citada a fonte.

Assinatura

15 de maio de 2025

Data

Kellen Santana Silva

**Sobre a Utilização de Ultrassom Doppler para Estimação do Fluxo
Sanguíneo pela Carótida Durante Sessões de Hemodiálise**

Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências, ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Eletrônica, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Sinais e Sistemas de Comunicações.

Aprovado em: 12 de março de 2025

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Lisandro Lovisolo, D.Sc. (Orientador)

Faculdade de Engenharia - UERJ

Prof. Dr. Michel Pompeu Tcheou, D.Sc. (Orientador)

Faculdade de Engenharia - UERJ

Prof. Dr. Felipe da R. Henriques

Faculdade de Engenharia - CEFET-RJ, Campus
Petrópolis

Prof. Dr. Maurício Cagy- UFRJ

Rio de Janeiro

2025

AGRADECIMENTO

Agradeço, primeiramente, ao meu Deus pela oportunidade de realizar este curso de mestrado, sustentando-me desde o início ao fim. Manifesto minha profunda gratidão à minha mãe, Marilene, e ao meu irmão, Jhonata, pelo apoio emocional incondicional em todos os momentos deste percurso, contribuindo diretamente para a concretização desta dissertação.

Agradeço também aos meus orientadores e professores, Lisandro Lovisolo e Michel Tcheou, por todo o conhecimento compartilhado, pela imensa paciência e pelo suporte ao longo de toda a pesquisa. Certamente, a carreira acadêmica de vocês é uma grande inspiração para mim.

Por fim, deixo meu agradecimento aos colegas que compartilharam comigo as disciplinas ministradas na UERJ, assim como aos demais professores que integraram o programa de mestrado (PEL) e contribuíram para minha formação. Agradeço à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro pelo suporte financeiro fornecido para a realização deste estudo.

Pois dele, por ele e para ele são todas as coisas. A ele seja a glória pelos séculos! Amém.

Romanos 11.36

RESUMO

Silva, Kellen Santana. *Sobre a Utilização de Ultrassom Doppler para Estimação do Fluxo Sanguíneo pela Carótida Durante Sessões de Hemodiálise*. 74 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Eletrônica) - Faculdade de Engenharia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ), Rio de Janeiro, 2025.

Esta dissertação objetiva desenvolver um sistema para a monitoração do fluxo sanguíneo durante sessões de hemodiálise. Ela é motivada pelo propósito de fornecer informações suplementares sobre o fluxo sanguíneo durante a hemodiálise com o objetivo potencial de sinalizar e, conseqüentemente, prevenir possíveis intercorrências após a sessão de hemodiálise. Utilizando a informação Doppler fornecida por aparelho de ultrassom portátil, o comportamento do fluxo sanguíneo em uma artéria carótida comum é avaliado. Estima-se a velocidade do sangue através da carótida a partir do efeito Doppler, usando uma técnica baseada na *Short-Time Fourier Transform (STFT)*, e o fluxo de sangue, a partir da estimativa de 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 por uma composição de funções de Bateman. Subseqüentemente, estima-se o fluxo a partir de sinais Doppler provenientes de medições reais. A consistência dos resultados é analisada considerando 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

Silva, Kellen Santana. *About the Use of Doppler Ultrasound for Estimating Blood Flow Through the Carotid Artery During Hemodialysis Sessions*. 74 f. Dissertation (Master in Electronic Engineering) – Faculty of Engineering, State University of Rio de Janeiro (UERJ), Rio de Janeiro, 2025.

This thesis aims to develop a system for monitoring blood flow during hemodialysis sessions. It is motivated by the purpose of providing supplementary information about blood flow during hemodialysis with the potential goal of signaling and, consequently, preventing possible complications after the hemodialysis session. Using Doppler information provided by a portable ultrasound device, the behavior of blood flow in a common carotid artery is evaluated. The blood velocity through the carotid is estimated based on the Doppler effect, using a technique based on the Short-Time Fourier Transform (STFT), and blood flow is estimated from the velocity. Initially, the proposal is synthetically evaluated by applying Poiseuille's Law for flow and approximating the temporal characteristics of flow during a heartbeat with a composition of Bateman functions. Subsequently, blood flow is estimated from Doppler signals obtained from real measurements. The consistency of the results is analyzed by considering the expectations outlined in the literature; the conclusion is drawn regarding the feasibility of the proposed approach for analyzing blood flow variation during hemodialysis treatments.

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

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Organização da dissertação em cada capítulo.	15
Figura 2	Ilustração simplificada do coração humano [16].	19
Figura 3	Porcentagem dos componentes do sangue (Adaptado de [17]).	19
Figura 4	Representação gráfica dos fluxos laminar e turbulento.	20
Figura 5	Ambiente hospitalar com máquinas de hemodiálise [24].	22
Figura 6	Representação esquemática das artérias carótidas [26].	23
Figura 7	Artéria carótida saudável e com placas ateroscleróticas [26].	24
Figura 8	Ultrassonografia Doppler de vasos sanguíneos (Fonte: Elaboração própria).	31
Figura 9	Esquema de processamento do sinal de desvio Doppler.	32
Figura 10	Perfil de velocidade das hemácias (Adaptado de [34]).	33
Figura 11	Proporcionalidades a partir do espectro de frequência Doppler (Adaptado de [34]).	33
Figura 12	Visualização das velocidades (Adaptado de [6]).	35
Figura 13	Representação gráfica do MGM (Adaptado de [6]).	37
Figura 14	EVM calculada pelo MGM.	37
Figura 15	Cálculo do período tendo os vales da EVM como referência (Fonte: Elaboração Própria).	38
Figura 16	Esquema do processo de aplicação do filtro polinomial.	39
Figura 17	Etapas do modelo <i>Poiseuille-Bateman</i>	42
Figura 18	Sinal de pressão arterial da Physionet [40] (Pressão (mmHg) x Tempo (s)).	43
Figura 19	Área da seção transversal do anel com espessura diferencial (Fonte: Elaboração própria).	44
Figura 20	Exemplo de função de Bateman (Adaptado de [6]).	47
Figura 21	Formato de onda final que aproxima a evolução temporal da velocidade do sangue (cm/s) durante um batimento.	49
Figura 22	Fluxo Sintetizado (ml/min), velocidade do sangue (cm/s) e desvio Doppler (Hz).	50
Figura 23	Banco de dados mimc2wdb/39 [43].	52
Figura 24	Fluxo sintético (ml/s) no tempo (s).	53

Figura 25 Fluxo sintético (ml/s) no tempo (s).....	54
Figura 26 Fluxo sintético (ml/s) no tempo (s).....	54
Figura 27 Fluxo sintético (ml/s) no tempo (s).....	55
Figura 28 Fluxo sintético (ml/s) no tempo (s).....	55
Figura 29 Fluxo sintético (ml/s) no tempo (s).....	56
Figura 30 Fluxo sintético (ml/s) no tempo (s).....	56
Figura 31 Equipamentos de aquisição do sinal de desvio Doppler através de medições reais.....	57
Figura 32 Montagem dos equipamentos de aquisição.	58
Figura 33 Interface da aplicação de aquisição do MATLAB™, <i>Analog Input Recorder</i>	58
Figura 34 Uso do <i>Signal Analyzer</i> para visualização do sinal.....	59
Figura 35 Uso do <i>Signal Analyzer</i> para exportação para o formato .m.	59
Figura 36 Sinal Doppler medido (Amplitude × tempo (s)).	60
Figura 37 Exemplo de espectrograma do sinal Doppler (Freqüência (Hz) × tempo (s)) e velocidades (Velocidade (cm/s) × tempo (s)) a partir de um sinal real.....	61
Figura 38 Três ciclos da EVM de um sinal real calculada pelo MGM.....	62
Figura 39 Fluxo sanguíneo através da carótida (ml/s) no tempo (s) para um sinal real.....	63
Figura 40 Sinal 1- Fluxo medido (ml/s) no tempo (s).....	64
Figura 41 Sinal 2- Fluxo medido (ml/s) no tempo (s).....	64
Figura 42 Sinal 3- Fluxo medido (ml/s) no tempo (s).....	65
Figura 43 Sinal 4- Fluxo medido (ml/s) no tempo (s).....	65
Figura 44 Sinal 5- Fluxo medido (ml/s) no tempo (s).....	66

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Frequência de Complicações Comuns Durante a Hemodiálise [3].....	23
Tabela 2 - Velocidade de Propagação do Ultrassom no Corpo Humano [31].....	29
Tabela 3 - Parâmetros gerais das três funções de Bateman.	48
Tabela 4 - Amplitudes e atrasos dos <i>i</i> -pulsos de Bateman.	48
Tabela 5 - Relação entre o código do paciente, a nomenclatura dos sinais de entrada utilizados e os fluxos.....	53
Tabela 6 - Características dos voluntários e a nomenclatura dos sinais de entrada. ..	63
Tabela 7 - Médias para os fluxos mínimos e máximos.	66

LISTA DE SIGLAS

AVC	Acidente Vascular Cerebral
DFT	Discrete Fourier Transform
EEMD	Ensemble Empirical Mode Decomposition
EEMD-N	Ensemble Empirical Mode Decomposition Normalized
EVM	Envoltória de Velocidade Máxima
FFT	Fast Fourier Transform
FPGA	Field Programmable Gate Array
FT	Fourier Transform
MATLAB	Matrix Laboratory
MG	Método Geométrico
MGM	Método Geométrico Modificado
STFT	Short Time Fourier Transform

SUMÁRIO

	INTRODUÇÃO	13
1	PROPOSTA DE TRABALHO	16
1.1	Trabalhos Anteriores	16
1.2	Trabalho Proposto	17
1.3	Fundamentos da Hemodinâmica e suas Implicações na Hemodiálise	18
1.3.1	<i>Fluxo Sanguíneo</i>	19
1.3.1.1	<i>Fluxo Laminar e Turbulento</i>	20
1.3.2	<i>Insuficiência Renal e a Diálise</i>	21
1.3.2.1	<i>Procedimento Hemodialítico</i>	21
1.3.2.2	<i>A Artéria Carótida: um Acesso Vascular Viável para Monitoramento do Fluxo Sanguíneo</i>	23
2	MEDIÇÃO DA VELOCIDADE E DO FLUXO SANGUÍNEO	26
2.1	A Física das Ondas de Ultrassom e o Efeito Doppler	26
2.1.1	<i>Receptor em Movimento</i>	26
2.1.2	<i>Fonte em Movimento</i>	27
2.1.3	<i>Reflexão</i>	28
2.2	Uso Clínico do Ultrassom Doppler	28
2.2.1	<i>Interação entre o Corpo Humano e as Ondas de Ultrassom</i>	29
2.2.2	<i>Equipamento Médico de Ultrassonografia Doppler</i>	30
2.3	Estimativa da Velocidade e do Fluxo Sanguíneo com Medidas Reais	31
2.3.1	<i>Sistema de Processamento de Variação do Fluxo Sanguíneo na Artéria Carótida</i>	32
2.3.2	<i>Short Time Fourier Transform (STFT) do Sinal de Desvio Doppler</i>	34
2.3.3	<i>A Envoltória do Espectrograma</i>	35
2.3.4	<i>Cálculo do Batimento Sanguíneo</i>	37
2.3.4.1	<i>Filtro Polinomial</i>	38
2.3.5	<i>Cálculo do Fluxo Sanguíneo</i>	40

2.4	Validação do Método	40
3	MODELO DE POISEUILLE-BATEMAN PARA VALIDAÇÃO ..	41
3.1	Estimação do Batimento Cardíaco	42
3.2	Modelo Simplificado da Carótida.....	43
3.3	Fluxo Sanguíneo pela Lei de Poiseuille	45
3.4	Aproximação da Função Velocidade Usando Funções de Bateman	45
3.4.1	<i>Pulso Durante um Batimento</i>	46
3.4.2	<i>Forma do Pulso Durante um Batimento: Composição de Funções de Bateman</i>	47
3.5	Sinal de Desvio de Frequência Doppler Sintetizado	49
4	RESULTADOS	51
4.1	Aferição do Método de Obtenção do Fluxo Usando Sinais Sintetizados	51
4.2	Passo-a-Passo do Processamento	57
4.3	Índice de Confiabilidade das Medições	67
	CONCLUSÃO	68
	REFERÊNCIAS	70

INTRODUÇÃO

No corpo humano, os rins possuem a responsabilidade de manter o sangue limpo e filtrado. Eles filtram resíduos prejudiciais à saúde do corpo presentes no sangue, ajudando a manter o equilíbrio de substâncias como sódio, potássio, ureia e creatinina, e controlando a pressão arterial. Quando esses órgãos adoecem e deixam de funcionar corretamente, emprega-se a hemodiálise. Na hemodiálise, uma máquina realiza o trabalho dos rins [1], o que permite que as pessoas vivam mesmo com rins disfuncionais.

Durante o procedimento de hemodiálise, monitoram-se alguns sinais vitais do paciente, como, por exemplo, a pressão arterial e a frequência cardíaca. Todavia, durante a hemodiálise, podem ocorrer alterações significativas em outras partes do corpo relacionadas ao sistema circulatório, como alterações no fluxo sanguíneo cerebral, que ainda não foram bem estudadas, nem seus possíveis impactos elucidados.

Compreender a dinâmica de tal fluxo e a sua relação com possíveis problemas após a hemodiálise parece ser uma tarefa complexa. Entretanto, a artéria carótida comum é um acesso vascular viável para monitoramento [2]. Como ela conduz o sangue oxigenado do coração para o cérebro, monitorá-la pode ajudar a estudar o fluxo sanguíneo cerebral durante a hemodiálise.

Outras alterações significativas e inesperadas podem ocorrer durante e após as sessões de hemodiálise, por exemplo a hipotensão arterial, sendo denominadas intercorrências médicas [3].

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 do fluxo sanguíneo na carótida utilizando um aparelho portátil de ultrassom com Doppler na artéria. Salienta-se que as razões que conduziram esse estudo se originaram a partir de uma demanda observada pelo setor de enfermagem, responsável pela hemodiálise dos pacientes, do Hospital Universitário Pedro Ernesto.

A abordagem adotada neste trabalho tem como diferencial a utilização de um método não invasivo e de baixo custo que integra conceitos básicos de mecânica dos fluidos no contexto do sistema cardiovascular, a aproximação do comportamento da velocidade do

fluxo sanguíneo pela função de Bateman [4] e técnicas de processamento de sinais. Neste cenário, esta dissertação envolve a sintetização 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 aqueles obtidos a partir do sistema de processamento proposto. Essa abordagem permite avaliar se a cadeia de processamento proposta funciona adequadamente com os sinais emulados, que não apresentam os mesmos ruídos que aqueles medidos.

Em seguida, testa-se o sistema no cenário de uma aplicação real. 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.

Estrutura do Trabalho

A estrutura desta dissertação é organizada de maneira a abordar, de forma progressiva, os aspectos fundamentais e práticos do trabalho de pesquisa desenvolvido, conforme ilustrado na Figura 1.

O Capítulo 1 traz uma revisão bibliográfica, detalhando pesquisas já realizadas e os métodos adotados por outros estudiosos no campo para estimar velocidade do sangue e o fluxo sanguíneo. Além disso, ele é dedicado à fundamentação teórica, nos quais são apresentados conceitos que sustentam este trabalho, como fluxo sanguíneo, condições patológicas que alteram o fluxo sanguíneo, hemodiálise e artéria carótida.

O Capítulo 2 explica a física das ondas de ultrassom, o efeito Doppler e suas aplicações na área médica. Ele é focado no sistema de processamento proposto para estimar o fluxo sanguíneo na artéria carótida com base em medições reais; e, para isso são descritas as ferramentas matemáticas para alcançar o objetivo.

No Capítulo 3, é sugerida e desenvolvida uma metodologia de validação para o procedimento adotado no Capítulo 2.

O Capítulo 4 é dedicado aos resultados obtidos com os sinais sintéticos e com aquisições reais, isto é, experimentais; o capítulo apresenta e discute análises quantitativas.

Por fim, a conclusão reúne as principais descobertas do trabalho, suas implicações para a área de estudo e as considerações finais, sugerindo direções para futuras pesquisas e aprimoramentos no campo.

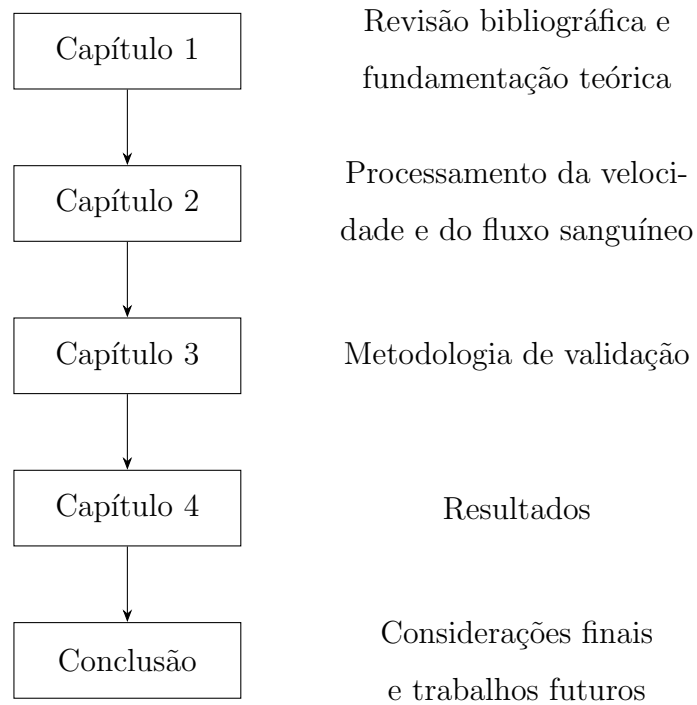


Figura 1 Organização da dissertação em cada capítulo.

1 PROPOSTA DE TRABALHO

Este capítulo tem como objetivo apresentar referências de trabalhos anteriores que abordam a aplicação do fenômeno Doppler na medicina, bem como o processamento desse tipo de sinal para a obtenção da velocidade e do fluxo sanguíneo. Busca-se com este levantamento bibliográfico destacar a amplitude e a importância do campo de processamento de sinais aplicados a sinais biomédicos. Além disso, é ressaltada a relevância dessas contribuições para a proposta deste trabalho, que envolve o monitoramento do fluxo sanguíneo durante a hemodiálise, por meio da análise da variação do fluxo arterial utilizando ultrassonografia com Doppler.

Para reforçar a importância desse monitoramento, o capítulo também discute fundamentos da circulação sanguínea humana, incluindo o fluxo sanguíneo, as condições patológicas que o afetam, a hemodiálise e o papel da artéria carótida. Futuramente, pretende-se aplicar o método desenvolvido nesta dissertação no ambiente hospitalar, oferecendo um recurso adicional de apoio ao tratamento de pacientes submetidos à hemodiálise.

1.1 Trabalhos Anteriores

Esta seção explora trabalhos que integram os conceitos apresentados nesta pesquisa com a tecnologia, destacando suas contribuições e a influência nesse estudo.

Em [5], apresenta-se um *software* para aquisição, registro e processamento de sinais Doppler com o objetivo de amparar a investigação quanto aos resultados de cirurgias de reconstrução vascular. Nele, o sistema de aquisição é próprio, mas os métodos de processamento para a obtenção dos gráficos de velocidade do sangue em tempo real são conhecidos na literatura de processamento de sinais, como a *Fast Fourier Transform* (FFT) e o Método Geométrico (MG) [6]. Esse último é utilizado para definir as componentes de frequência, ou desvio de frequência Doppler que compõem a envoltória de frequência máxima [5]. Em [7], é desenvolvido um sistema de aquisição ultrassom Doppler, com o uso de um *Field Programmable Gate Array* (FPGA) [7], que pode ser utilizado para aplicações médicas, como a detecção de microembolia na circulação cerebral e a medição da distensão da parede das artérias carótidas. Em [8], o processamento do sinal de ultrassom Doppler permite calcular o débito cardíaco de forma automática utilizando *Short Time Fourier Transform* (STFT) e o MG.

O trabalho [9] propõe um modelo analítico que simula as condições do fluxo (*phantom*) baseado nas equações de Navier-Stokes [9]. Ele é usado para avaliar algoritmos que estimam características do fluxo sanguíneo, como pressão e taxa de fluxo volumétrico. Imagens de referência do campo de velocidades são geradas e utilizadas para validar algoritmos em condições ideais, bem como em cenários ruidosos ou de baixa resolução. O *phantom* é apresentado como uma ferramenta que pode ser considerada um teste de referência para comparar a precisão de diferentes algoritmos de características de fluxo.

O artigo [10] propõe um modelo computacional para detectar doenças cardiovasculares, utilizando as equações de Navier-Stokes para descrever o fluxo sanguíneo oscilatório periódico. O método simula sinais de velocidade e sinais ultrassônicos Doppler sob fluxo pulsátil periódico e, em seguida, realiza a análise desses sinais usando a STFT.

Em outra vertente, [11] simula o fluxo sanguíneo arterial por meio de um modelo unidimensional de segmentos arteriais sistêmicos de artérias humanas, com o objetivo de realizar uma avaliação qualitativa da relação entre a elasticidade arterial e as características da forma de onda de velocidade do fluxo da artéria carotídea comum. Os resultados obtidos demonstram que as características da forma de onda são fundamentais para a avaliação da elasticidade arterial porque refletem diretamente como as propriedades mecânicas das artérias influenciam o comportamento do fluxo sanguíneo.

O trabalho [12] compara a STFT aos métodos *Ensemble Empirical Mode Decomposition* (EEMD) e sua versão normalizada EEMD-N [12] na análise de fluxo sanguíneo. O EEMD-N permite uma melhora efetiva na precisão da medição dos perfis de velocidade do fluxo sanguíneo. Contudo, a melhoria nas velocidades baixas, como as próximas às paredes dos vasos, é um destaque importante devido aos desafios específicos dessa região.

1.2 Trabalho Proposto

Este trabalho baseia-se nas referências apresentadas na seção anterior, bem como em conceitos consolidados na literatura, como os discutidos em [6]. Pesquisas anteriores sobre o processamento de sinais de ultrassonografia Doppler [13], velocidade e fluxo sanguíneo forneceram os subsídios para o desenvolvimento deste estudo a ser explicitado no Capítulo 2.

Visando criar um meio de apoio médico para pacientes submetidos à hemodiálise, este estudo explora esses conceitos para uma finalidade prática. Foi desenvolvido um

método para estimar o fluxo sanguíneo através da carótida utilizando medidas reais. Neste contexto, o foco inicial recai sobre a aquisição e o processamento dos sinais de ultrassonografia coletados. Posteriormente, inspirados pelo trabalho de [14], busca-se aprimorar tanto a praticidade das medições quanto a interpretação dos dados, permitindo análises de intercorrências futuras de maneira dinâmica e em larga escala. Para isso, as próximas seções deste capítulo apresentam fundamentos da sistemática circulatória, com o objetivo de esclarecer conceitos essenciais que embasam a proposta desta dissertação, abordando o fluxo sanguíneo, as condições patológicas que o influenciam e a artéria carótida.

1.3 Fundamentos da Hemodinâmica e suas Implicações na Hemodiálise

O sistema circulatório tem a responsabilidade de levar o oxigênio e os nutrientes para os órgãos, além de eliminar os resíduos do metabolismo. A ação de bombeamento do sangue é realizada pelo coração, que possui quatro câmaras: os átrios direito e esquerdo e os ventrículos direito e esquerdo [15], (ver a Figura 2 [16]). A circulação sistemática do sangue pelo corpo humano pode ser simplificada como a passagem do sangue bombeado pelas artérias, que se ramificam em pequenos vasos chamados arteríolas. Com isso, o sangue oferece suporte a uma rede de capilares, onde ocorre o intercâmbio de nutrientes e a eliminação de resíduos dos órgãos para o sangue. Os capilares se agrupam em uma série de vênulas que suprem as veias que carregam o sangue de volta para o coração [15]. A contração ou expansão das arteríolas influencia a pressão arterial e a pressão nos capilares, regulando o fluxo sanguíneo para diferentes tecidos do corpo [15].

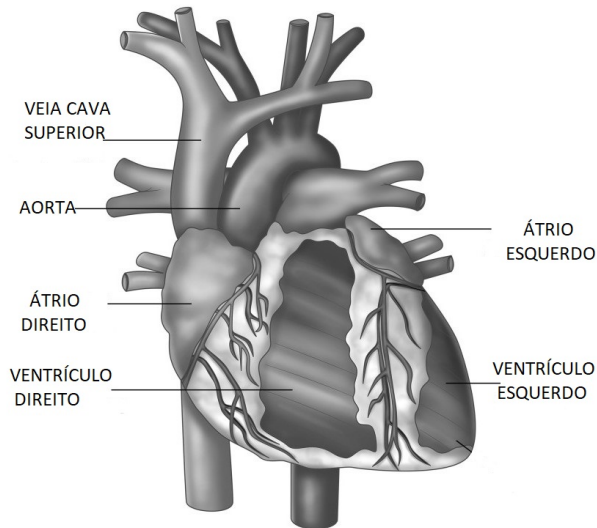


Figura 2 Ilustração simplificada do coração humano [16].

1.3.1 Fluxo Sanguíneo

A análise precisa do fluxo sanguíneo através do sistema vascular é uma tarefa complexa. Além da variação das dimensões das artérias e do ritmo cardíaco entre pessoas distintas, o sangue é uma suspensão complexa não homogênea. Ele é formado por corpúsculos sanguíneos brancos (leucócitos) e vermelhos (eritrócitos), plaquetas e glóbulos lipídicos dispersos numa solução coloidal de proteínas (plasma) [17]. A porcentagem de referência dos componentes do sangue é ilustrada na Figura 3.

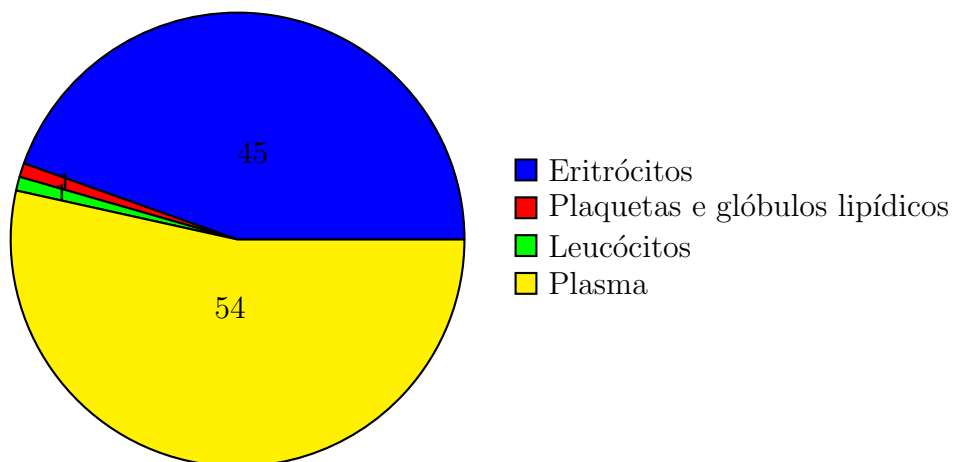


Figura 3 Porcentagem dos componentes do sangue (Adaptado de [17]).

Ademais, o fluxo sanguíneo é pulsátil, ou seja, varia ciclicamente acompanhando

os batimentos do coração. Nesse caso, a velocidade e a pressão do sangue mudam ao longo do tempo, com picos de fluxo durante a sístole (contração do coração) e uma diminuição durante a diástole (relaxamento do coração) [6, 11].

O fluxo sanguíneo flui através de um vaso com diferentes velocidades que formam um perfil. O perfil decorre do fato que as células que estão perto da parede do vaso fluem mais lentamente do que as no interior [6]. Logo, como consequência, tem-se um perfil parabólico para a distribuição de velocidade em função da distância ao centro do vaso sanguíneo [18].

1.3.1.1 Fluxo Laminar e Turbulento

O fluxo laminar e o fluxo turbulento são dois regimes de escoamento de fluidos que apresentam características distintas. O fluxo laminar subentende um modelo no qual as camadas de fluido se movem de maneira paralela e suave umas às outras [6]. Em contraposição, o fluxo turbulento é caracterizado como sendo um escoamento de fluido com movimentos desordenados e irregulares das partículas, com variações de velocidade e pressão em diferentes pontos [6]. Osborne Reynolds, engenheiro e físico inglês, foi quem observou a transição do fluxo laminar para turbulento em 1883. Segundo Reynolds, quanto mais se aumentava a velocidade, mais sensível se tornava o fluido às perturbações, até que, a partir de um ponto crítico, não havia mais fluxo laminar [19]. Exemplo da distinção entre os fluxos é ilustrado na Figura 4.

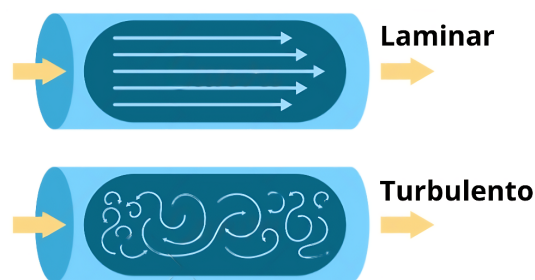


Figura 4 Representação gráfica dos fluxos laminar e turbulento.

O fluxo sanguíneo pode ser alterado por uma série de perturbações geradas por condições patológicas, e, dentre elas, está a formação de placas ateroscleróticas. Sabe-se que as placas de gordura constroem os vasos e alteram as condições do fluxo, que passa a ser turbulento, mesmo que o depósito de gordura seja pequeno [15]. Durante

o procedimento de hemodiálise, ocorrem outras alterações do fluxo sanguíneo, incluindo variações na pressão arterial, alterações na viscosidade do sangue e mudanças no padrão de fluxo (como o aumento de fluxo turbulento). Essas variações podem impactar a eficiência da remoção de toxinas e a estabilidade cardiovascular do paciente ao longo da sessão [3].

1.3.2 *Insuficiência Renal e a Diálise*

Os rins possuem responsabilidade vital para o corpo humano, dentre elas, a manutenção do equilíbrio apropriado de água e minerais no corpo. Os dois rins garantem que o sangue permaneça limpo, filtrando, para eliminação, resíduos prejudiciais oriundos do processamento de alimentos, medicamentos e outros elementos danosos [20]. Adicionalmente, os rins ajudam a manter o equilíbrio de substâncias como sódio, potássio, ureia e creatinina [1]. Por fim, eles secretam alguns hormônios responsáveis pela regulação da pressão arterial e o nível de cálcio no corpo, como eritropoietina, renina, trombopoietina e prostaglandinas [21].

Quando os rins adoecem e deixam de funcionar corretamente, empregam-se procedimentos dialíticos, como a hemodiálise e a diálise peritoneal, para realizar seu papel [3]. Nesse caso, os procedimentos se distinguem quanto ao recurso utilizado para realização da filtragem: na diálise peritoneal, isso acontece com um filtro natural, dentro do corpo do paciente, e, na hemodiálise, através de uma máquina externa à qual o sistema vascular do paciente é conectado.

Na diálise peritoneal, o filtro é chamado peritônio. O peritônio é uma membrana porosa semipermeável que reveste os órgãos abdominais. Assim, no espaço entre os órgãos, o líquido resultante da diálise é depositado com o auxílio de um cateter e permanece lá por um período antes de ser drenado. Durante o contato com o sangue, essa solução de diálise remove as substâncias acumuladas, como a ureia e a creatinina, além do excesso de líquido [22].

1.3.2.1 *Procedimento Hemodialítico*

Na hemodiálise, uma máquina executa o trabalho dos rins. No tratamento, a regularidade com a qual o paciente é submetido à hemodiálise varia de acordo com o cronograma prescrito por um médico, mas ela ocorre, no mínimo, 3 vezes por semana [20], tendo cada sessão uma duração de 4 a 5 horas [21].



Figura 5 Ambiente hospitalar com máquinas de hemodiálise [24].

A hemodiálise emprega um filtro especial, ou membrana semipermeável, que é atravessada pelo sangue. O filtro remove o excesso de água, resíduos corporais e produtos tóxicos do sangue [21].

Durante o procedimento, ocorrem, comumente, algumas complicações [3] (vide Tabela 1). De acordo com a frequência das complicações, a hipotensão se destaca, tornando o monitoramento do volume de sangue essencial para o tratamento [3]. Esse monitoramento é fundamental, entre outras razões, justamente pelo risco de hipotensão, que pode comprometer a estabilidade do paciente e a eficácia do procedimento. A hipotensão é uma condição que reflete a grande quantidade de fluido removido rapidamente em relação ao volume de plasma durante uma sessão de hemodiálise [3] (um paciente perde em média de 3 a 4 litros numa sessão de hemodiálise [23]). Logo, a manutenção do volume de sangue depende de quão rápido é o reabastecimento do sangue dos espaços dos tecidos ao redor. De outro modo, o decréscimo do volume de sangue causará uma queda no preenchimento cardíaco, que é fundamental para garantir que o coração contenha um volume de sangue suficiente para bombeá-lo eficazmente para o corpo [3]. Logo, durante o procedimento hemodialítico, monitoram-se alguns sinais vitais do paciente, como, por exemplo, a pressão arterial e a frequência cardíaca [1], conforme ilustrado na Figura 5 [24].

Tabela 1 - Frequência de Complicações Comuns Durante a Hemodiálise [3].

Sintomas	Frequência (%)
Hipotensão	20 a 30
Cãibras	5 a 20
Náuseas e Vômitos	5 a 15
Dor de Cabeça	5
Dor no Peito	2 a 5
Dor nas Costas	2 a 5
Coceiras	5
Febre e Calafrios	<1

1.3.2.2 A Artéria Carótida: um Acesso Vascular Viável para Monitoramento do Fluxo Sanguíneo

As duas artérias carótidas presentes no corpo humano conduzem o sangue proveniente do coração para o cérebro [25]. Elas são compostas pela carótida comum e suas divisões, a carótida externa e a carótida interna [26], conforme ilustrado na Figura 6.

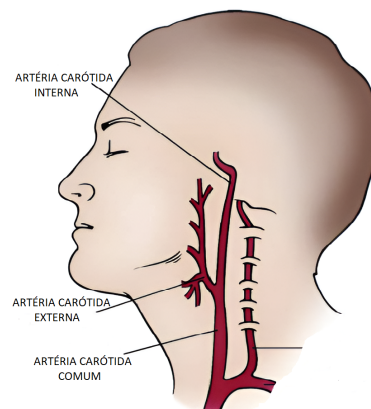


Figura 6 Representação esquemática das artérias carótidas [26].

Um fator preponderante no monitoramento é a vulnerabilidade das artérias carótidas à aterosclerose. A aterosclerose é um depósito de gordura na camada interna da parede arterial, podendo resultar em estenose e embolização de placas em direção ao cérebro. Como ilustrado na Figura 7 inferior comparativamente à superior [26], nessa situação, acontece uma remodelagem arterial. A aterosclerose pode estar relacionada à arterios-

clerose, que é o endurecimento e espessamento das artérias. Esse processo pode ocorrer como parte do envelhecimento natural ou devido a certas condições de saúde [27].

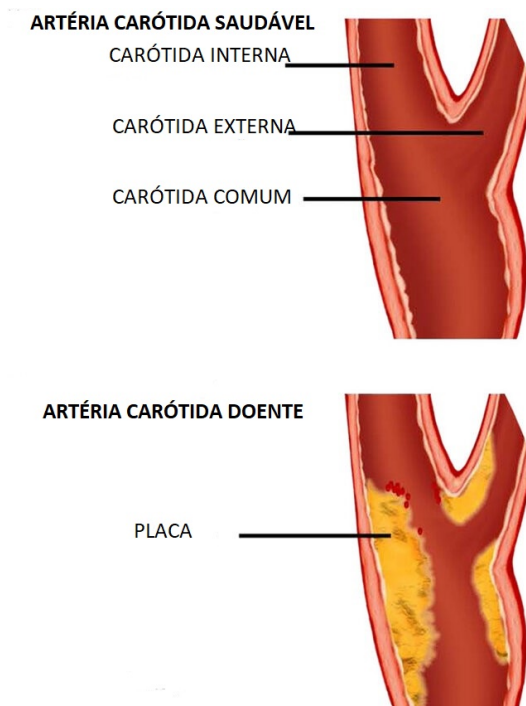


Figura 7 Artéria carótida saudável e com placas ateroscleróticas [26].

Algumas patologias que demandam a avaliação da artéria carótida interna incluem, mas não se limitam a: acidente vascular cerebral (AVC), ataque isquêmico transitório, trauma penetrante no pescoço e choque hipovolêmico [25]. Segundo [26], em pacientes com até 75% de estreitamento, a incidência de AVC é de aproximadamente 1,3% ao ano. Se a estenose for de 75% ou mais em pacientes sintomáticos, a taxa de AVC aumenta para cerca de 10,5% ao ano. Em pacientes assintomáticos, o risco de AVC é bem menor, variando de aproximadamente 1% a 2,4% ao ano.

Simplificadamente, as artérias carótidas internas fornecem sangue oxigenado ao cérebro, tornando-se essencial na avaliação clínica da velocidade do sangue [25]. Por conseguinte, o monitoramento do fluxo sanguíneo através das carótidas pode ajudar a estudar o comportamento do fluxo sanguíneo cerebral (a irrigação do cérebro) durante as sessões de hemodiálise, com o potencial de prever intercorrências futuras devidas à variação do fluxo sanguíneo cerebral [14,28].

O próximo capítulo discute sobre o uso da técnica de ultrassom para estimar o fluxo sanguíneo através da carótida. Além disso, técnicas de processamento de sinais são

exploradas para obtenção do sinal de velocidade e fluxo sanguíneo.

2 MEDIÇÃO DA VELOCIDADE E DO FLUXO SANGUÍNEO

Este capítulo descreve a metodologia utilizada para se estimar a velocidade e o fluxo sanguíneo a partir de medições reais. Inicialmente, são apresentados os conceitos fundamentais da física relacionados ao ultrassom e ao efeito Doppler, bem como o funcionamento desses princípios em aparelhos médicos. Em seguida, são abordados os métodos de processamento de sinais de desvio Doppler, obtido a partir do fluxo sanguíneo na carótida, com o uso de um dispositivo portátil de ultrassom Doppler.

2.1 A Física das Ondas de Ultrassom e o Efeito Doppler

O som é uma onda de energia mecânica que se propaga através da matéria produzindo compressão e rarefação alternadas. No caso do ultrassom, gera-se uma vibração mecânica de frequências superiores às da faixa audível (20 KHz) [15].

O efeito Doppler é a mudança aparente na frequência de uma onda observada quando existe um movimento relativo entre a fonte e o receptor da onda [29]. Por esse efeito, a frequência percebida pelo receptor será maior do que a emitida pela fonte quando há aproximação entre ambos. Analogamente, quando ocorre afastamento, a frequência percebida será menor do que a emitida pela fonte [6]. A diferença entre a frequência emitida pela fonte e a observada pelo receptor é conhecida como desvio Doppler [29] e, matematicamente, o desvio de frequência Doppler pode ser expresso considerando as seguintes situações de análise: receptor em movimento, fonte em movimento e reflexão [30].

2.1.1 Receptor em Movimento

Para uma fonte de onda de ultrassom fixa que emite uma onda de frequência f , em um meio em que a velocidade de propagação é c , a distância entre os picos da onda emitida é dada pelo comprimento de onda λ_s

$$\lambda_s = \frac{c}{f}. \quad (1)$$

Se o receptor está em movimento relativo à fonte com uma velocidade v_r , sendo ($v_r > 0$) para a aproximação e ($v_r < 0$) para o afastamento, ele intercepta um número extra de picos de onda $\pm \frac{v_r}{\lambda_s}$ por unidade de tempo [30], e a frequência f_r percebida pelo

receptor é

$$f_r = f \pm \frac{v_r}{\lambda_s} = f \pm \left(\frac{v_r}{c}\right) f. \quad (2)$$

A diferença entre as frequências recebidas e emitidas, Δ_f , neste caso é dada por [30]

$$\Delta_f = \pm \frac{v_r}{c} f. \quad (3)$$

2.1.2 Fonte em Movimento

Para uma fonte de onda de ultrassom móvel com velocidade relativa v_s , a distância entre os picos de onda muda em relação ao receptor. Quando a fonte se aproxima ($v_s > 0$), a distância entre os picos diminui, ou seja, ela percorre um comprimento de onda ($-\Delta\lambda$). Por outro lado, quando a fonte se afasta ($v_s < 0$), essa distância aumenta e ela percorre um comprimento de onda ($\Delta\lambda$) [30].

Seja um ciclo de onda dado por $\frac{1}{f}$ e a fonte percorre um comprimento de onda $\pm\Delta\lambda$, em que

$$\pm\Delta\lambda = \frac{v_s}{f}. \quad (4)$$

Sendo λ_r o comprimento da onda detectado pelo receptor, é possível escrever a relação dos comprimentos de onda como

$$\lambda_r = \lambda_s \pm \Delta\lambda \quad (5)$$

Substituindo (1) e (4) em (5)

$$\lambda_r = \frac{c}{f} \pm \frac{v_s}{f}, \quad (6)$$

donde, em termos das frequências, tem-se

$$f_r = \frac{c}{\lambda_r} = \frac{1}{1 \pm \frac{v_s}{c}} f. \quad (7)$$

Desenvolvendo (7) por série de potência [30] e considerando $\frac{v_s}{c}$ muito pequeno, pode-se desprezar os termos a partir da segunda ordem

$$f_r = \frac{1}{1 \pm \frac{v_s}{c}} f = \left(1 \pm \frac{v_s}{c} + \frac{\left(\frac{v_s}{c}\right)^2}{2} \pm \dots \right) f, \quad (8)$$

e chega-se em

$$f_r = f \pm \frac{v_s}{c} f, \quad (9)$$

em que a frequência de desvio Doppler é dada por

$$\Delta_f = \pm \frac{v_s}{c} f. \quad (10)$$

2.1.3 Reflexão

A reflexão de um onda produz a combinação das duas contribuições explicitadas nas subseções anteriores. A análise do caso de reflexão, por sua vez, permite compreender o comportamento do desvio Doppler no contexto de uma ultrassonografia arterial [30]. Considera-se, primeiramente, o objeto em movimento (por exemplo, uma célula sanguínea) como receptor da onda ultrassônica. Dessa forma, a frequência f_r percebida pelo objeto aumenta ou diminui, dependendo de sua velocidade em relação à fonte; conforme (2) para uma aproximação ou para um afastamento.

Em segunda análise, considera-se o mesmo objeto em movimento refletindo a onda percebida de frequência f_r , como se ele fosse uma nova fonte. Como essa nova fonte está em movimento em relação à fonte original, a frequência f' recebida pela fonte fixa (que agora age como receptor) é alterada mais uma vez [30], sendo

$$f' = f_r \pm \frac{v_s}{c} f_r \quad (11)$$

E se $|\vec{v}_s| = |\vec{v}_r| = v$ e $v \ll c$, a equação de desvio Doppler é dada por

$$f' = f \pm \frac{2v}{c} f \quad (12)$$

ou

$$\Delta_f = \pm \frac{2vf}{c} \quad (13)$$

2.2 Uso Clínico do Ultrassom Doppler

O efeito Doppler é empregado em aparelhos de “ultrassonografia Doppler” para gerar informações acerca do sentido, velocidade e volume de fluxos sanguíneos em pacientes de forma não invasiva.

2.2.1 Interação entre o Corpo Humano e as Ondas de Ultrassom

No sangue, a onda ultrassônica é espalhada devido às variações na densidade e compressibilidade do sangue [30]. As partículas responsáveis pelo espalhamento da onda incidente são os eritrócitos [6], entretanto, esse fenômeno não é ocasionado pelo formato da célula vermelha em si, pois suas dimensões, diâmetro de 6 a 8 micrômetros (μm) e espessura de $2 \mu m$, são muito menores que o comprimento de onda da ultrassom. Contudo, o volume dos eritrócitos e a impedância acústica com o plasma contribuem para o espalhamento [30].

Acerca das ondas que incidem no corpo, particularmente no sangue, a velocidade de propagação é determinada pelas propriedades do material através do qual elas se movem (vide Tabela 2) [31]; ou seja, a velocidade de propagação é determinada em grande parte pela resistência do meio à compressão, que, por sua vez, é influenciada pela densidade do meio e sua rigidez ou elasticidade. Assim, materiais mais rígidos e menos densos permitem que as ondas se propaguem mais rapidamente. No corpo, a velocidade de propagação das ondas ocorre principalmente ao longo da direção do movimento das partículas (ondas longitudinais) e pode ser considerada constante para um dado tecido e não é afetada pela frequência ou comprimento de onda do som [31].

Tabela 2 - Velocidade de Propagação do Ultrassom no Corpo Humano [31].

Material	Velocidade do Som (m/s)
Ar	330
Gordura	1450
Água	1480
Tecidos Moles	1540
Sangue	1540
Fígado	1550
Rins	1560
Músculos	1580
Ossos	4080

2.2.2 Equipamento Médico de Ultrassonografia Doppler

O funcionamento de um sistema Doppler por ultrassom é ilustrado na Figura 8. Para emitir e receber os sinais na ultrassonografia Doppler, empregam-se dispositivos piezoelétricos. 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 [32].

Em equipamentos de medida do fluxo sanguíneo, empregam-se ondas sonoras na faixa de MHz incidentes sobre o vaso sanguíneo e registram-se as ondas refletidas pelos eritrócitos em suspensão no sangue em movimento, como pode ser observado na Figura 8. A partir do efeito Doppler, a diferença entre as frequências das ondas emitidas pelo aparelho e as refletidas pelo volume de células do sangue permite calcular a velocidade instantânea das hemácias no sangue e suas respectivas concentrações [30].

Se Δ_f é a diferença entre as frequências (Hz) das ondas emitida e refletida (também conhecida como desvio de frequência Doppler, ou apenas desvio Doppler), podemos obter a velocidade do sangue via [33]

$$v = \frac{c\Delta_f}{2f \cos(\theta)}, \quad (14)$$

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

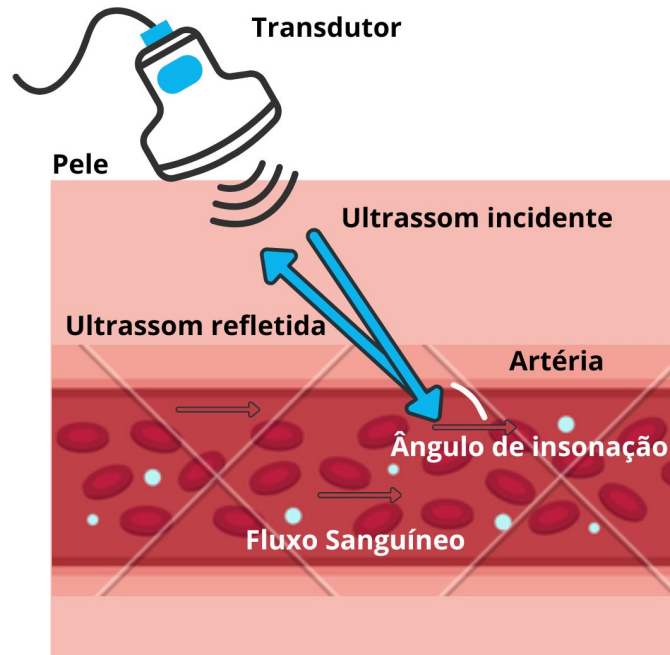


Figura 8 Ultrassonografia Doppler de vasos sanguíneos (Fonte: Elaboração própria).

2.3 Estimativa da Velocidade e do Fluxo Sanguíneo com Medidas Reais

O objetivo deste trabalho é desenvolver um método eficaz e não invasivo de suporte médico que forneça informações adicionais sobre o fluxo sanguíneo de pacientes em hemodiálise, visando contribuir, futuramente, para a previsão de possíveis complicações. Para isso, nessa seção, é apresentado o diagrama de blocos das etapas empregadas para o processamento do sinal Doppler do fluxo sanguíneo na artéria carótida, pela Figura 9. Inicia-se com a aplicação da análise espectral por meio da STFT. Em seguida, é gerado o espectrograma, do qual é extraída a envoltória do sinal de velocidade para uma avaliação quantitativa. Por fim, essas etapas resultam na estimativa do fluxo sanguíneo.

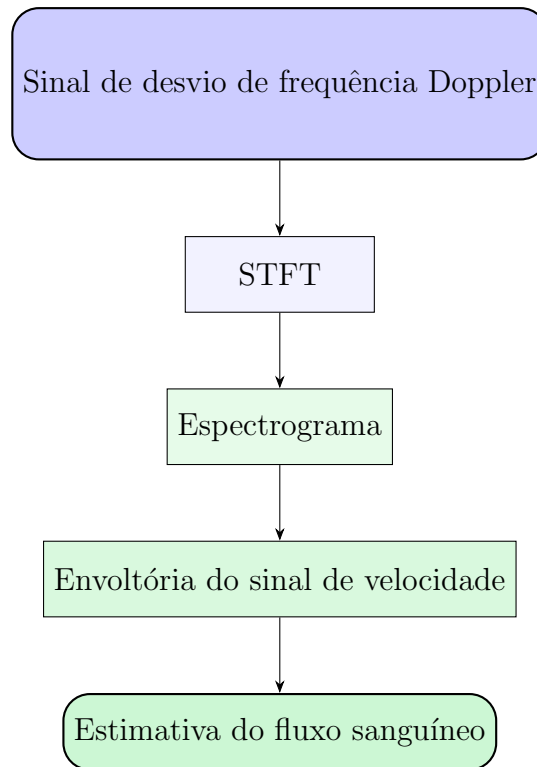


Figura 9 Esquema de processamento do sinal de desvio Doppler.

2.3.1 Sistema de Processamento de Variação do Fluxo Sanguíneo na Artéria Carótida

O processamento dos sinais de ultrassonografia Doppler é realizado, de forma conveniente, no domínio da frequência. Tal transformação é particularmente útil no caso do sinal de desvio Doppler [6]. Primeiramente, isso ocorre porque há uma relação de proporcionalidade entre a frequência do desvio Doppler e a velocidade do fluxo sanguíneo, ou seja,

$$v = \Delta_f k, \quad (15)$$

onde k é uma constante que depende dos parâmetros do sistema (como o ângulo do feixe em relação ao fluxo sanguíneo, a frequência do transdutor e a velocidade do som no meio).

Isso significa que, no domínio da frequência, em condições ideais, as potências de um espectro Doppler ($S(f)$) numa gama de frequências (f) são proporcionais ao volume de partículas do sangue ($P(v)$) que se movimentam a uma velocidade (v) correspondente a essa gama de frequências [6, 34, 35]. Nesse caso, aplicando (15) à descrição supracitada, tem-se

$$S(f) \Big|_{f=v/k} \propto P(v). \quad (16)$$

As imagens nas Figura 10 e Figura 11 ilustram a relação explicitada em (16); a Figura 10 mostra o movimento do volume das células sanguíneas que se deslocam no interior da artéria carótida, e a Figura 11 apresenta as informações obtidas a partir da análise espectral do sinal de desvio Doppler. Nela, a magnitude (eixo y) do gráfico é proporcional ao número de hemácias, enquanto que a frequência (eixo x) é proporcional às velocidades dessas hemácias. Dessa forma, a Figura 11 pode ser interpretada como um histograma que ilustra o volume de hemácias em movimento em diferentes velocidades [34].

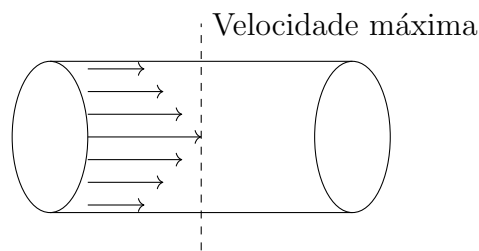
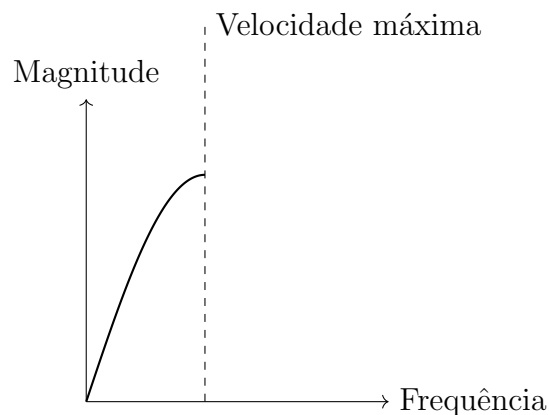


Figura 10 Perfil de velocidade das hemácias (Adaptado de [34]).



$$\text{Magnitude} \propto \text{Número de Hemácias}$$

$$\text{Frequência} \propto \text{Velocidade das Hemácias}$$

Figura 11 Proporcionalidades a partir do espectro de frequência Doppler (Adaptado de [34]).

O sinal de desvio de frequência Doppler capturado é estocástico e não estacionário [10]. Os sinais estocásticos são aqueles cujo comportamento ou evolução ao longo do

tempo são influenciados por processos aleatórios. Ademais, a não estacionariedade no sinal Doppler capturado decorre da variação contínua das características de frequência ao longo do tempo. Entre as causas de variação estão: as mudanças no ângulo de incidência do feixe ultrassônico, a superposição de frequências geradas pelas reflexões de milhares de hemácias em movimento (cada uma com velocidade ligeiramente diferente) além de fatores técnicos e ambientais, como os movimentos do paciente, interferências mecânicas e variações no meio de propagação [6].

Como é essencial capturar oscilações naturais do fluxo, é, portanto, necessário usar uma técnica de análise que preserve as informações temporais [34]. Desta forma, a STFT é utilizada neste trabalho para processar o sinal Doppler, pois ela permite analisar variações temporais de sinais de ultrassom, como o Doppler, de maneira eficaz [10].

2.3.2 Short Time Fourier Transform (STFT) do Sinal de Desvio Doppler

A STFT é um método destacado para obter o espectro de potência, isto é, ela é um método de estimação espectral, sendo amplamente utilizada em instrumentação ultrassônica, uma vez que ela permite que as variações do sinal, causadas pelo movimento das células sanguíneas, sejam observadas ao longo do tempo [29].

Para obter a STFT do sinal $s(t)$, primeiro, ele é segmentado usando uma janela deslizante $w(t)$, obtendo os blocos – segmentos suficientemente curtos ao redor do instante de tempo t para a assunção de estacionariedade [36]. O fator $e^{-j2\pi f\tau}$ representa a transformação de Fourier, que decompõe o sinal em suas componentes de frequência. A STFT é obtida via

$$\text{STFT}(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} s(\tau)w(\tau - t)e^{-j2\pi f\tau} d\tau \quad (17)$$

O espectrograma, isto é, a distribuição da energia pelas frequências, é calculado em cada janela em torno do centro da janela em t , permitindo observar a evolução das componentes de frequência ao longo do tempo [36],

$$S(t, f) = |\text{STFT}(t, f)|^2. \quad (18)$$

O espectrograma tem múltiplas aplicações; por exemplo, tal representação do conteúdo de um sinal é bastante significativa para a avaliação qualitativa do fluxo em análise e detecção de anomalias sanguíneas [35].

2.3.3 A Envoltória do Espectrograma

O espectrograma $S(t, f)$ no MATLAB[™] é interpretado como sendo uma matriz, em que cada coluna corresponde a um instante de tempo, enquanto que cada linha representa uma frequência específica [37]. Além disso, e conforme o interesse desse trabalho, não apenas as frequências do sinal de desvio Doppler, mas também as velocidades do sangue podem ser visualizadas no tempo. Um exemplo de como isso ocorre é apresentado pela Figura 12, em que o gráfico (a) expõe o espectro de potência (ou espectrograma) do sinal de desvio Doppler, onde o eixo vertical representa as frequências (Hz), o eixo horizontal corresponde ao tempo (s). A barra lateral, em cores, indica a intensidade do espectro de potência, que é proporcional ao número de hemácias em movimento a uma determinada velocidade. Após o ajuste descrito na equação (15) e considerando as transformações destacadas (em vermelho e azul) na Figura 12 em (b), o eixo vertical do gráfico (a) é modificado. Como resultado, obtém-se o gráfico (c), onde o eixo vertical passa a representar diretamente as velocidades (cm/s) das células sanguíneas ao longo do tempo (s), com as intensidades do espectro de potência ($\hat{P}(v)$) através da barra em cores [6].

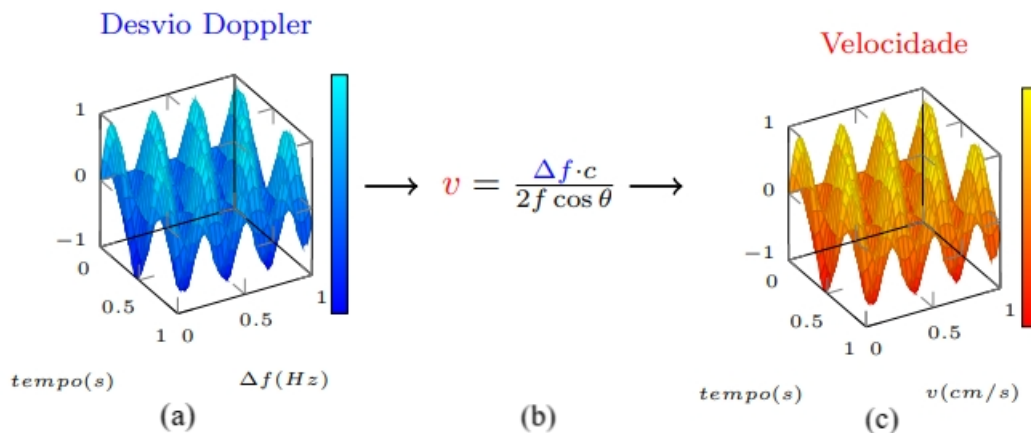


Figura 12 Visualização das velocidades (Adaptado de [6]).

Além do espectrograma, conforme Figura 12 (c), é necessário a extração, a partir dele, das velocidades máximas ao longo do tempo, para que sejam retiradas conclusões quantitativas acerca do fluxo do sangue, posteriormente [35]. Para isso, uma técnica aplicada (e bem consolidada na área [6]) é a da extração da envoltória de velocidade máxima (EVM) do sinal de velocidade no espectrograma [35]. A causa de sua utilização, segundo [5], está na inviabilidade do uso da máxima velocidade observada diretamente

na análise espectral para construção da envoltória, devido à natureza não determinística do sinal e à presença de ruído. A velocidade máxima pode ser imprecisa e errática e não representar as características do sinal. Vários métodos foram desenvolvidos para determinar a EVM, e, por ser pouco influenciada pelo padrão de insonação do transdutor, essa envoltória passou a ser utilizada clinicamente na extração de índices para avaliação quantitativa [5].

Neste contexto, diversos métodos podem ser empregados para a extração de envoltórias, incluindo o Método Percentil, o Método de Cruzamento de Limiar, o Método de Cruzamento de Limiar Modificado, o Método Híbrido, o Método Geométrico e o Método Geométrico Modificado (MGM) [6]. Dentre eles, o MGM foi selecionado neste trabalho devido à sua robustez e ampla aplicação na literatura [35], visando extrair a EVM do sinal de velocidade contido no espectrograma.

O MGM é utilizado para determinar as velocidades máximas (v_{max}) de cada coluna do espectro de potência ($\hat{P}(v)$), as quais em conjunto compõem a EVM. Primeiramente, em cada coluna do espectrograma, calcula-se a integral de $\hat{P}(v)$ no intervalo entre a velocidade mínima (v_L) e a velocidade máxima (v_H), considerando todo o eixo v [35], via

$$\phi(v) = \int_{v_L}^{v_H} \hat{P}(v) dv. \quad (19)$$

Depois, uma reta R é traçada entre os valores mínimo e máximo da função $\phi(v)$ e, por fim, a velocidade máxima naquela coluna é estimada como sendo o ponto de maior diferença vertical (h) entre as curvas $\phi(v)$ e R [6], conforme representado no gráfico da Figura 13.

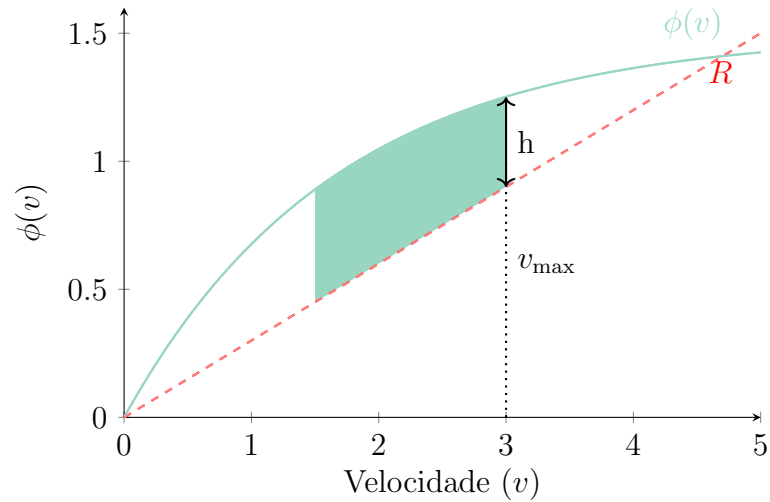


Figura 13 Representação gráfica do MGM (Adaptado de [6]).

O processo supracitado é repetido, coluna por coluna, ao longo de todo o sinal para a extração da EVM. A Figura 14 expressa o resultado do emprego do MGM, em que há uma relação de todas as v_{max} (cm/s) calculadas ao longo do tempo (s).

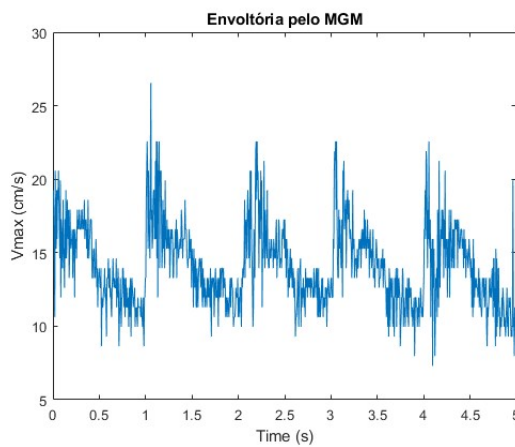


Figura 14 EVM calculada pelo MGM.

2.3.4 Cálculo do Batimento Sanguíneo

Com a EVM, o próximo passo de processamento, para se chegar ao fluxo sanguíneo, consiste em calcular os períodos de cada ciclo do sinal da EVM (os batimentos). A relevância da identificação dos batimentos (seus pontos de início e fim e consequentemente as suas durações), reside em que, durante um batimento, tem-se uma quantidade de sangue

bombeado pelo coração, com seu movimento diastólico (representado pelo mínimo local do sinal contido nesse batimento) e sistólico (representado pelo máximo local do sinal contido nesse batimento) [8]. O fluxo de sangue durante um batimento é essa quantidade dividida pela duração do batimento.

O intervalo de um batimento equivale ao tempo entre dois vales ou picos consecutivos da EVM, conforme ilustrado na Figura 15. Para identificação dos mínimos locais ao longo do sinal, o mesmo é invertido e, então, é usada a função *findpeaks* do MATLAB™ que retorna um vetor com os máximos locais (picos) do vetor de sinal de entrada [38]. Esses valores são utilizados para o cálculo das durações dos batimentos. Utiliza-se a diferença entre o valor do elemento de maior índice $i + 1$ e o valor do elemento de menor índice consecutivo i no vetor.

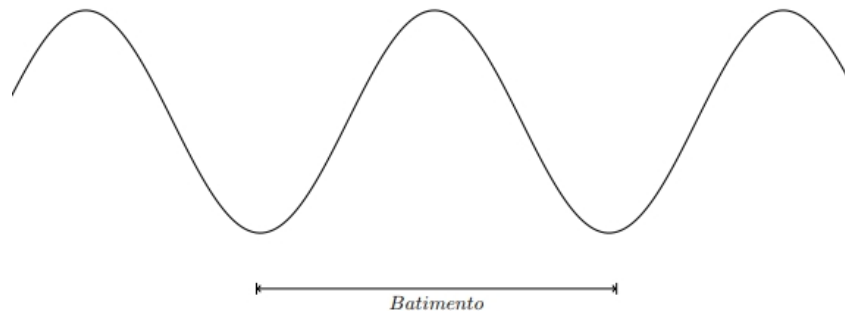


Figura 15 Cálculo do período tendo os vales da EVM como referência (Fonte: Elaboração Própria).

Por outro lado, devido ao elevado nível de ruído na EVM, a estimativa do tempo dos batimentos ao longo do sinal torna-se desafiadora. Assim, este trabalho propõe a aplicação de um filtro polinomial para reduzir o ruído da EVM, facilitando a identificação dos vales e aprimorando a precisão no cálculo dos períodos.

2.3.4.1 Filtro Polinomial

A aplicação do filtro polinomial na EVM segue a ordem de processamento exibida no diagrama em blocos da Figura 16. Esse filtro é utilizado para suavizar a EVM, aplicando um ajuste polinomial, eliminando flutuações bruscas, e, assim, facilitar a identificação dos vales.

O processo começa com a entrada do sinal, representado pela EVM ($v(t)$). Em seguida, uma janela deslizante (de tamanho w), de intervalo $[t_k, t_k + w]$, é aplicada para segmentar o sinal em partes menores, permitindo o ajuste local da curva polinomial. Após, realiza-se o ajuste, utilizando o método de mínimos quadrados [39]. O método minimiza a soma dos quadrados dos erros entre o polinômio de ordem m , $p_m(t)$, e os pontos reais do sinal $v(t)$. Em que,

$$p_m(t) = a_m t^m + a_{m-1} t^{m-1} + \dots + a_1 t + a_0 \quad (20)$$

e (a_0, a_1, \dots, a_m) são os coeficientes do polinômio que são calculados de forma a minimizar o erro quadrático E , dado por

$$E = \sum_{i=k}^{k+w} (v(t_i) - p_m(t_i))^2. \quad (21)$$

O resultado desse ajuste é o sinal suavizado na janela analisada e, por isso, o processo é repetido para todas as janelas ao longo de $v(t)$ [39].

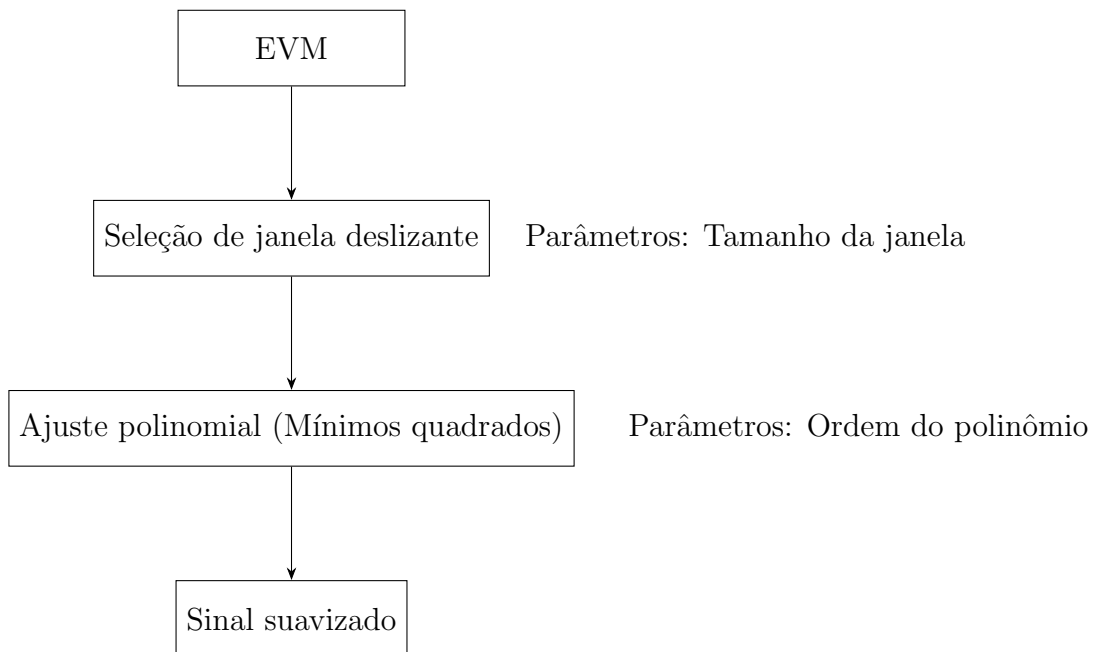


Figura 16 Esquema do processo de aplicação do filtro polinomial.

2.3.5 Cálculo do Fluxo Sanguíneo

A estimativa do fluxo sanguíneo baseia-se na premissa de que a integral do sinal em cada batimento representa o volume de sangue ejetado pelo coração durante o batimento [8]. Após calcular os períodos de cada batimento, integra-se o sinal $v(t)$ em cada ciclo, considerando os intervalos de tempo correspondentes. Dessa forma, quantifica-se o volume de sangue bombeado em cada batimento ao longo do tempo.

O fluxo sanguíneo correspondente ao i -ésimo batimento, (V_i) é expresso pela integral de $v(t)$ sobre o intervalo (t_{i-1}, t_i) , que representam os instantes de início e fim do batimento, respectivamente,

$$V_i(t) = \int_{t_{i-1}}^{t_i} v(t) dt. \quad (22)$$

A concatenação de todos os V_i gera a sequência do fluxo sanguíneo durante os batimentos, e o fluxo sanguíneo total Q ao longo de N batimentos é dado por

$$Q = \sum_{i=1}^N V_i = \sum_{i=1}^N \int_{t_{i-1}}^{t_i} v(t) dt. \quad (23)$$

2.4 Validação do Método

Neste capítulo, foram apresentados diferentes métodos o processamento de sinais, com o objetivo de estimar o fluxo a partir de medidas reais. Com base nesse objetivo, a proposta do Capítulo 3 é validar as abordagens descritas, utilizando um sinal sintético de desvio de frequência Doppler através do modelo proposto chamado *Poiseuille-Bateman* e sua simulação de fluxo sanguíneo. Em seguida, realizar uma comparação entre os resultados no Capítulo 4, a fim de destacar a coerência entre a metodologia de processamento aplicada e os resultados simulados a partir de modelos físicos.

3 MODELO DE POISEUILLE-BATEMAN PARA VALIDAÇÃO

Nesse trabalho, é proposto um modelo matemático nomeado *Poiseuille-Bateman* como uma estratégia de validação para o método apresentado no Capítulo 2, voltado à estimativa do fluxo sanguíneo na artéria carótida com base em medições reais. A ideia central desse modelo é gerar um fluxo sanguíneo sintético em um ambiente controlado, isento de ruídos, utilizando uma abordagem matemática.

A Figura 17 ilustra os passos do modelo proposto para síntese de sinais Doppler de fluxo sanguíneo. Primeiramente, o fluxo é sintetizado segundo a lei de Poiseuille [17] e dados de pressão arterial reais. Em seguida, propõe-se uma síntese para o sinal de velocidade aproximando o perfil da velocidade em cada batimento como uma soma de funções de Bateman [4]. Usando o sinal de velocidade, obtém-se o sinal de desvio de frequência Doppler.

Nota-se que o sinal de desvio de frequência Doppler, assim gerado, deriva de um modelo de velocidade, que, por sua vez, depende do fluxo sanguíneo sintético. Com tal sinal de desvio Doppler sintético, torna-se possível aferir se a cadeia de processamento do sinal de desvio Doppler discutida no Capítulo 2 obtém resultados de fluxo condizentes com o fluxo considerado na síntese do sinal Doppler. Isso permite validar a cadeia de processamento para estimação do fluxo sanguíneo da Figura 8, e, então, prosseguir para a aplicação em um sistema para medições reais do fluxo sanguíneo durante hemodiálise do Capítulo 2.

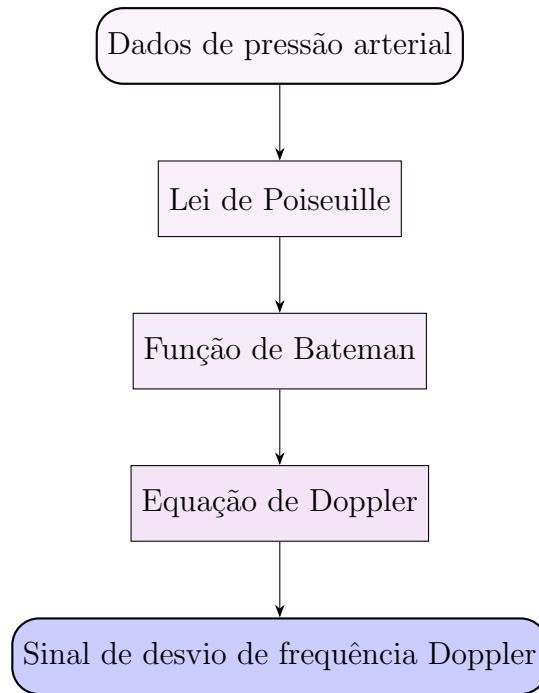


Figura 17 Etapas do modelo *Poiseuille-Bateman*.

3.1 Estimação do Batimento Cardíaco

O fluxo sanguíneo é composto por uma sequência de batimentos. Portanto, o fluxo sintetizado também deve ser formado por essa sequência. Para isso, estimam-se durações de batimentos a partir de dados reais de pressão arterial provenientes da *Research Resource for Complex Physiologic Signals* (PhysioNet) [40], conforme ilustrado na Figura 18.

Neste procedimento, identificam-se os picos do sinal usando a função *findpeaks* do MATLAB[™] que retorna um vetor com os máximos locais (picos) do sinal de entrada (pressão arterial) [38]. Em seguida, calculam-se os períodos entre os picos consecutivos (P_i), sendo t_i o instante de tempo correspondente ao i -ésimo pico detectado no sinal de pressão. O período entre dois picos consecutivos é

$$P_i = t_{i+1} - t_i \quad (24)$$

Com esses intervalos, computa-se a média entre o período atual e o seguinte, estimando, assim, a duração de cada batimento cardíaco \hat{P}_i

$$\hat{P}_i = \frac{P_i + P_{i+1}}{2} = \frac{(t_{i+1} - t_i) + (t_{i+2} - t_{i+1})}{2} \quad (25)$$

Para avaliar a variação de pressão durante cada batimento ($\Delta p(t)$), segmenta-se o sinal em janelas cuja duração corresponde a cada \hat{P}_i . Por fim, calculam-se as diferenças médias dentro dessas janelas e utilizam-se esses valores como medidas da variação de pressão entre os batimentos. Essa última etapa será usada, posteriormente, na lei de Poiseuille.

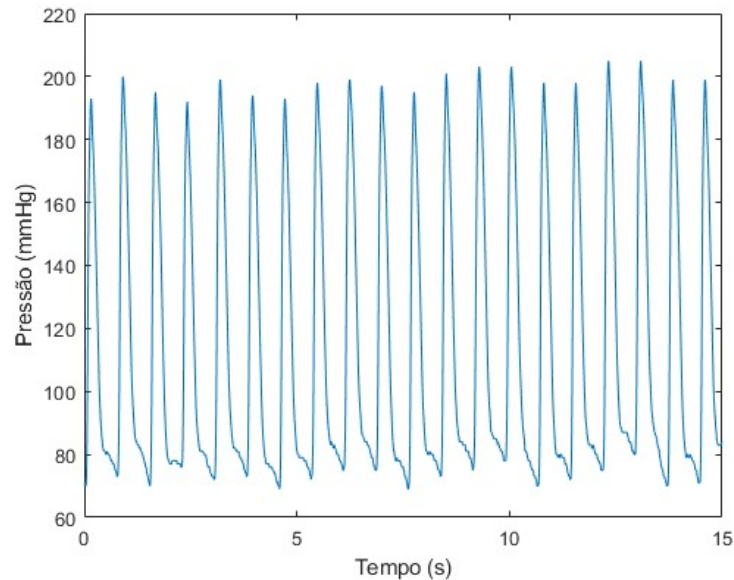


Figura 18 Sinal de pressão arterial da Physionet [40] (Pressão (mmHg) x Tempo (s)).

3.2 Modelo Simplificado da Carótida

Apesar da complexidade na análise do fluxo sanguíneo, pode-se entender a dinâmica do sistema cardiovascular através da aplicação dos princípios elementares da mecânica dos fluidos. Por meio dela, o fluxo se refere ao deslocamento volumétrico de um fluido em um tubo cilíndrico. A mecânica dos fluidos estabelece que o fluxo Q , a velocidade do fluxo v e a área da seção transversal da área cilíndrica A são tais que [17]

$$v = \frac{Q}{A} \quad (26)$$

ou

$$Q = vA. \quad (27)$$

Assume-se uma geometria cilíndrica para a artéria, conforme a Figura 19. Com

isso, é possível simplificar os cálculos da distribuição do fluxo sanguíneo ao dividir essa estrutura em anéis concêntricos de espessura diferencial dr . Nesse caso, com auxílio de (27), a vazão diferencial dQ_R representa a quantidade de sangue que flui através de um anel de espessura dr e raio r , onde $v(r)$ é velocidade do sangue em uma posição radial específica. Assim, a vazão diferencial pode ser expressa por

$$dQ_R = v(r)2\pi r dr, \quad (28)$$

em que $2\pi r$ representa o perímetro do anel em questão. Integrando (28) em r , podemos obter o fluxo Q_R

$$Q_R = \int_0^R v(r)2\pi r dr, \quad (29)$$

onde R é o raio total da artéria.

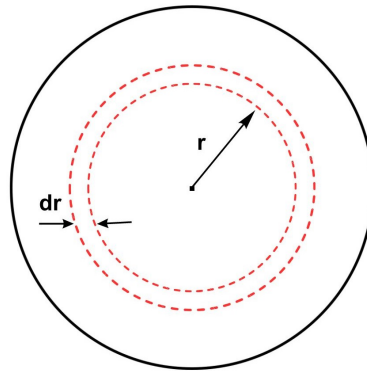


Figura 19 Área da seção transversal do anel com espessura diferencial (Fonte: Elaboração própria).

Para se construir o sinal de velocidade do sangue, é necessário distinguir entre a distribuição espacial da velocidade ao longo do raio do vaso, denotada por $v(r)$, e a variação temporal, em função de t . Inicialmente e por (29), tem-se a vazão volumétrica Q_R numa seção transversal da artéria. Logo, para se obter a velocidade média, especificamente daquela seção, basta dividir Q_R pela área da seção circular, ou seja, πR^2 .

A função de velocidade que varia no tempo, $v(t)$ (que nos permitimos interpretar como a “velocidade média instantânea”), representa essa velocidade média ao longo da

área da seção no instante de tempo t . Assim, podemos considerar

$$v(t) = \frac{Q_R}{\pi R^2}. \quad (30)$$

3.3 Fluxo Sanguíneo pela Lei de Poiseuille

A Lei de Poiseuille, que é aplicável a sistemas hidráulicos simples [17], permite modelar o perfil de velocidades do fluxo sanguíneo. Essa lei descreve o fluxo de fluidos através de tubos cilíndricos; ela descreve o fluxo constante, newtoniano e laminar. Consequentemente, o resultado da interação de cada camada do fluido com a estrutura cilíndrica gera um perfil de velocidade parabólico [17], conforme discutido no Capítulo 1. A velocidade máxima é encontrada no centro do tubo, e, nas paredes do mesmo, a velocidade é zero.

Neste caso, o fluxo é dado por

$$Q = \frac{\Delta_P \pi R^4}{8l\eta}, \quad (31)$$

que varia diretamente em função da diferença de pressão Δ_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 η .

A pressão arterial utilizada nesse trabalho é um sinal de entrada que varia no tempo ($\Delta_P(t)$), conforme discutido na Seção 3.1. Assim, aplicando ($\Delta_P(t)$) na Lei de Poiseuille, conseguimos modelar o fluxo sanguíneo a partir da variação temporal da pressão arterial fornecida, $Q(t)$. Essa relação nos permite associar a periodicidade dos batimentos estimados, \hat{P}_i , ao fluxo volumétrico de sangue, uma vez que os intervalos entre batimentos determinam a frequência de pulsos de pressão ao longo do sistema circulatório.

3.4 Aproximação da Função Velocidade Usando Funções de Bateman

Vimos que o fluxo $Q(t)$, Equação (31), durante um batimento, resulta da integral da velocidade $v(t)$, Equação (30), isto é,

$$Q(t) = \int v(t) dt. \quad (32)$$

Logo, o sinal de velocidade é obtido invertendo tal propriedade.

Poderíamos obter $v(t)$ derivando $Q(t)$. Porém, não dispomos de $Q(t)$ para todo t , somente em momentos específicos. Desta forma, iremos aproximar $v(t)$ como uma série de pulsos correspondentes aos batimentos que, quando integrados nos intervalos dos batimentos, produzem os valores discretos de $Q(t)$ dos quais se dispõe.

De outra forma, uma sequência de batimentos cardíacos leva à expressão da velocidade do sangue como uma concatenação das velocidades em cada um dos batimentos. Desta forma, o fluxo sanguíneo ao longo do tempo, pode ser expresso como

$$\sum_{i=1}^n Q_i(t) = \sum_{i=1}^n \left(\int v_i(t) dt \right). \quad (33)$$

Repara-se que, acima, $v_i(t)$ é a velocidade durante o i -ésimo batimento e $Q_i(t)$ é o fluxo durante o i -ésimo batimento cardíaco.

3.4.1 Pulso Durante um Batimento

Uma aproximação para $v_i(t)$ é obtida usando um pulso $p(t)$ com amplitude e suporte temporal ajustável a cada batimento i . Seja α_i a amplitude do i -ésimo pulso que se inicia em t_i^s e tem duração T_i . Note que a integral do pulso deve ser igual ao fluxo total Q_i no i -ésimo batimento.

Logo, a expressão, usando um pulso mãe $p(t)$, do fluxo sanguíneo ao longo do tempo durante o i -ésimo batimento é

$$v_i(t) = \alpha_i p \left(\frac{t - t_i^s}{T_i} \right), \quad (34)$$

onde, α_i é tal que

$$\alpha_i = \frac{Q_i}{\int_{t_i^s}^{t_i^s + T_i} p \left(\frac{t - t_i^s}{T_i} \right) dt}. \quad (35)$$

Dessa forma, se o fluxo é conhecido, os outros parâmetros (períodos dos batimentos e suas amplitudes) podem ser determinados para ajustar a forma de onda da velocidade ao fluxo desejado.

3.4.2 Forma do Pulso Durante um Batimento: Composição de Funções de Bateman

Para modelar a velocidade do sangue ao longo do tempo, usa-se uma aproximação [11]. Mais especificamente, usamos uma função de Bateman, como se sói empregar para modelar vários sinais biológicos [4]. Visualmente, ela se assemelha à velocidade do sangue medida no corpo humano [11], vide Figura 20 [4].

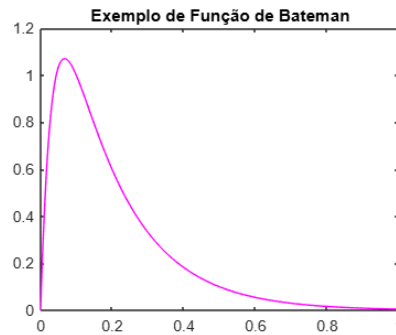


Figura 20 Exemplo de função de Bateman (Adaptado de [6]).

A função de Bateman é uma função bi-exponencial dada por

$$p(t) = e^{-\rho t} - e^{-\gamma t}, \quad (36)$$

onde ρ e γ são constantes de decaimento e crescimento, respectivamente.

A Figura 21 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 se aproxima, visualmente, do formato real do sinal de velocidade e também visa acomodar as fases de sístole e diástole. Salienta-se que, neste trabalho, não pretendemos otimizar os parâmetros das componentes empregadas, simplesmente usamos uma composição de funções Bateman que é visualmente adequada e permite produzir um perfil de velocidade do sangue variável ao longo do tempo. Isso permite a síntese de um sinal de velocidade do sangue e o sinal Doppler correspondente para aferir o processamento de medida do fluxo sanguíneo através da carótida a partir de ultrassom Doppler durante procedimentos hemodialíticos.

A Tabela 3 apresenta os parâmetros gerais, γ e ρ , obtidos empiricamente e utilizados para a elaboração do formato dos três pulsos ($vb1$, $vb2$ e $vb3$) que compõem o formato final adotado.

Tabela 3 - Parâmetros gerais das três funções de Bateman.

Parâmetros	Valores
γ	30
ρ	$(\gamma)/5$

Os pulsos de Bateman que compõem o pulso-mãe, i.e. dentro de um batimento, são determinados pelos valores de amplitude (Ab_1 , Ab_2 e Ab_3) e os atrasos correspondentes (tb_1 , tb_2 e tb_3).

A primeira função de Bateman $vb_1(t)$ é escrita como,

$$vb_1(t) = Ab_1 (e^{-\rho(t-tb_1)} - e^{-\gamma(t-tb_1)}) u(t - tb_1). \quad (37)$$

A segunda função de Bateman $vb_2(t)$ é ajustada da mesma forma,

$$vb_2(t) = Ab_2 (e^{-\rho(t-tb_2)} - e^{-\gamma(t-tb_2)}) u(t - tb_2). \quad (38)$$

Por fim, a terceira função de Bateman vb_3 é dada por

$$vb_3(t) = Ab_3 (e^{-\rho(t-tb_3)} - e^{-\gamma(t-tb_3)}) u(t - tb_3). \quad (39)$$

A equação final, que representa a aproximação para o formato da função temporal da velocidade, conforme a Figura 21 é dada por

$$p(t) = vb_1 + vb_2 + vb_3, \quad (40)$$

sendo os valores de amplitude e atrasos de cada pulso segundo a Tabela 4.

Tabela 4 - Amplitudes e atrasos dos i -pulsos de Bateman.

i	Ab_i	tb_i
1	2	0.25
2	1	0.15
3	0.8	0.01

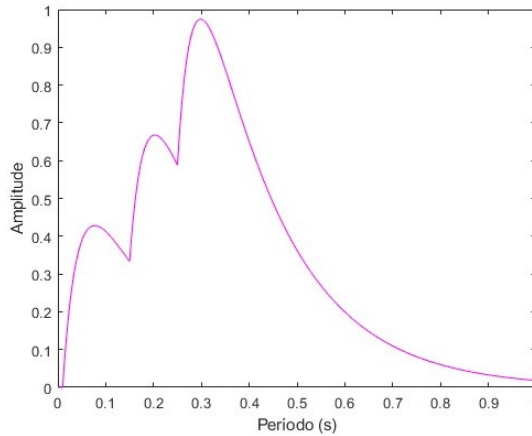


Figura 21 Formato de onda final que aproxima a evolução temporal da velocidade do sangue (cm/s) durante um batimento.

3.5 Sinal de Desvio de Frequência Doppler Sintetizado

O sinal de desvio de frequência Doppler é dado pela equação (14). Colocando $\Delta_f(t)$ em evidência, tem-se

$$\Delta_f(t) = \frac{c}{2v(t)f \cos(\theta)}. \quad (41)$$

Assim, $\Delta_f(t)$ pode ser obtido a partir do sinal correspondente à velocidade durante um batimento na equação (34).

Para exemplificar a obtenção do fluxo, da velocidade e do desvio Doppler durante um batimento, atribuem-se valores às variáveis de $\Delta_f(t)$. Tem-se f igual a 10 MHz e θ igual a 0 (para valor máximo). O raio R adotado para artéria carótida é de 0,4 cm, o comprimento l de 20 cm e a viscosidade η do sangue é assumida de 0,004 Pa.s, conforme relatado na literatura [41].

Na Figura 22, observam-se, 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 via a composição de funções de Bateman. Então, no gráfico do fluxo sanguíneo, temos pulsos cujas durações correspondem às durações dos batimentos ao longo do tempo.

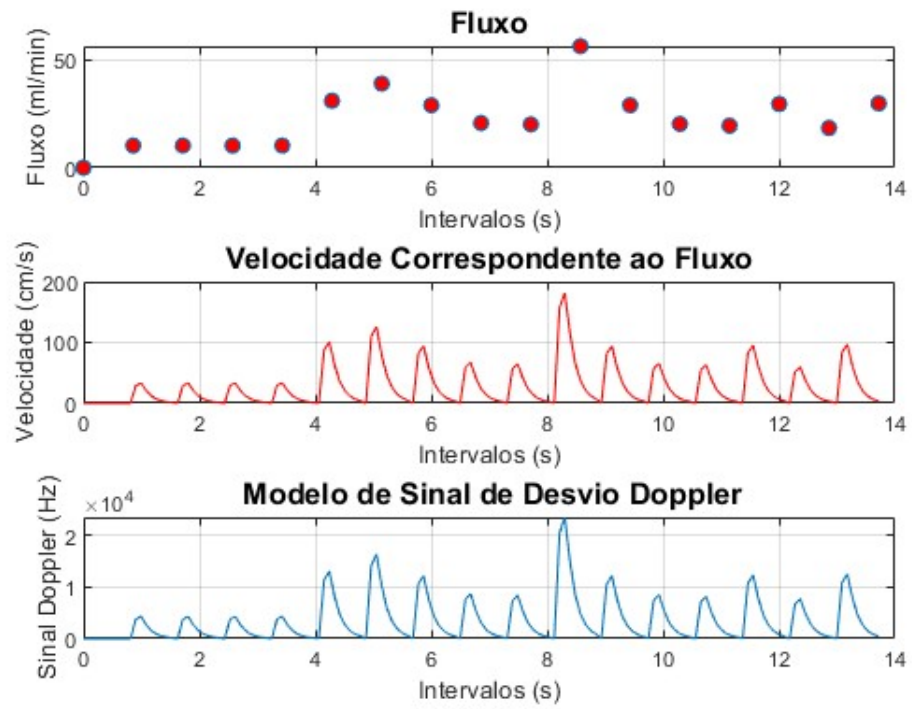


Figura 22 Fluxo Sintetizado (ml/min), velocidade do sangue (cm/s) e desvio Doppler (Hz).

4 RESULTADOS

Neste capítulo, avalia-se o desempenho do sistema proposto para a estimativa do fluxo sanguíneo. Inicialmente, como forma de validação do método, processam-se sinais de fluxo sintéticos gerados pelo modelo proposto *Poiseuille-Bateman* de forma a comparar os fluxos retornados pelo processamento do sinal de desvio Doppler com os usados na síntese dos sinais. Em seguida, são apresentados os resultados de cada etapa de processamento descrita no Capítulo 2, incluindo a aquisição dos sinais de desvio Doppler e o fluxo sanguíneo. Por fim, questões relacionadas à confiabilidade do método de aferição real são discutidas e destacadas como necessárias para estudos futuros.

4.1 Aferição do Método de Obtenção do Fluxo Usando Sinais Sintetizados

Nessa seção, são apresentados os resultados obtidos com sete diferentes sinais de pressão arterial (de pessoas distintas) do grupo classificado como *mimic2wdb/39* pelo banco de dados da Physionet, conforme a Figura 23 [42]. O grupo desse banco de dados contém gravações de múltiplos sinais fisiológicos e séries temporais de sinais vitais coletados de monitores à beira do leito em unidades de terapia intensiva de adultos e neonatos [43]. A utilização desse banco deveu-se à ampla disponibilidade de sinais de pressão arterial e à flexibilidade na seleção das características do sinal. Por exemplo, na Figura 23, destacam-se as opções disponíveis ao usuário para realizar o *download* dos sinais gravados, incluindo a seleção do tipo de sinal (como o de pressão arterial), o tempo de gravação e o formato desejado (*.mat* para ser compatível ao *script* no MATLAB™).

PHYSIOBANK ATM

Input

Database:

Record:

Signals:

Annotations:

Output

Length: 10 sec 1 min 1 hour 12 hours to end

Time format: time/date elapsed time hours minutes seconds samples

Data format: standard high precision raw ADC units

Toolbox

Navigation |<< << < * > >> >>|

Previous record - + Next record

Figura 23 Banco de dados mimic2wdb/39 [43].

A seguir, tem-se a Tabela 5 com a relação de cada sinal simulado com seu respectivo código de paciente obtido no banco de dados, assim como os valores gerais máximos e mínimos dos fluxos. Da Figura 24 à Figura 30, em vermelho, temos os valores de fluxos sintéticos e, em azul, os fluxos calculados usando o sistema de processamento a partir do sinal de desvio Doppler sintético que é gerado usando os valores de fluxos sintéticos. Nota-se que os resultados são compatíveis; contudo, os fluxos em azul (calculados) apresentam valores ligeiramente inferiores aos dos fluxos usados na síntese dos sinais em vermelho.

Tabela 5 - Relação entre o código do paciente, a nomenclatura dos sinais de entrada utilizados e os fluxos.

Código	Entrada	Fluxo mínimo (ml/s)	Fluxo máximo (ml/s)
39000060013	Sinal 1	1.9	8.9
39000060024	Sinal 2	2	24
39000060029	Sinal 3	2	13.6
39000060015	Sinal 4	2.1	32.4
39000060008	Sinal 5	5	26.6
39000060012	Sinal 6	1.9	12.6
39000060026	Sinal 7	1.5	7.9

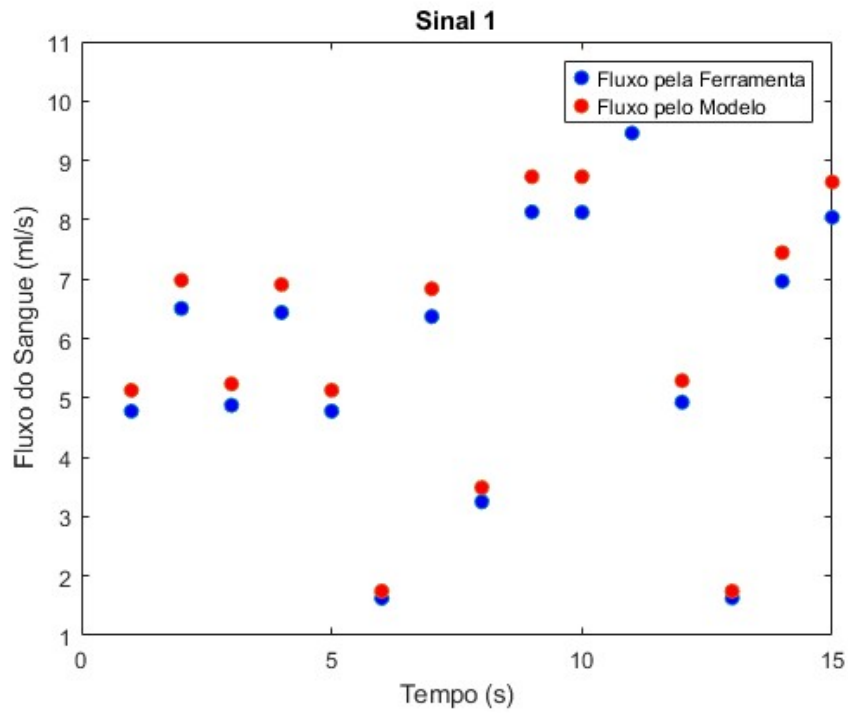


Figura 24 Fluxo sintético (ml/s) no tempo (s).

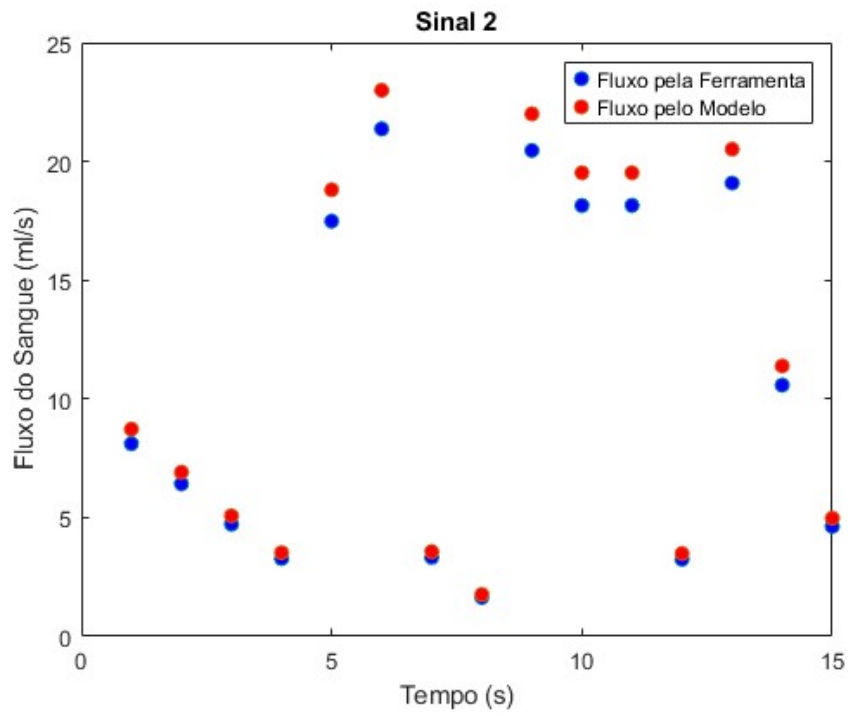


Figura 25 Fluxo sintético (ml/s) no tempo (s).

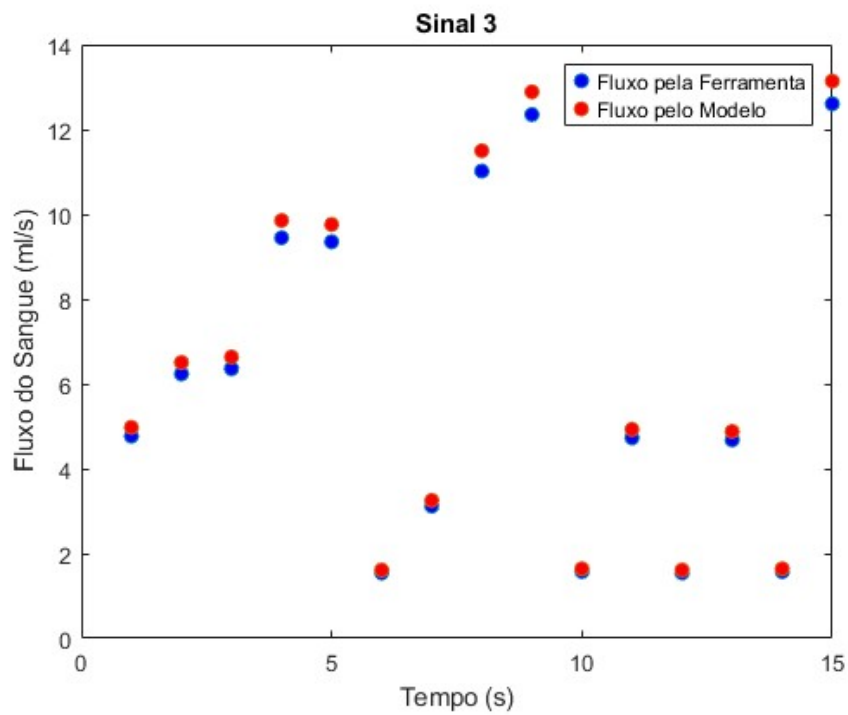


Figura 26 Fluxo sintético (ml/s) no tempo (s).

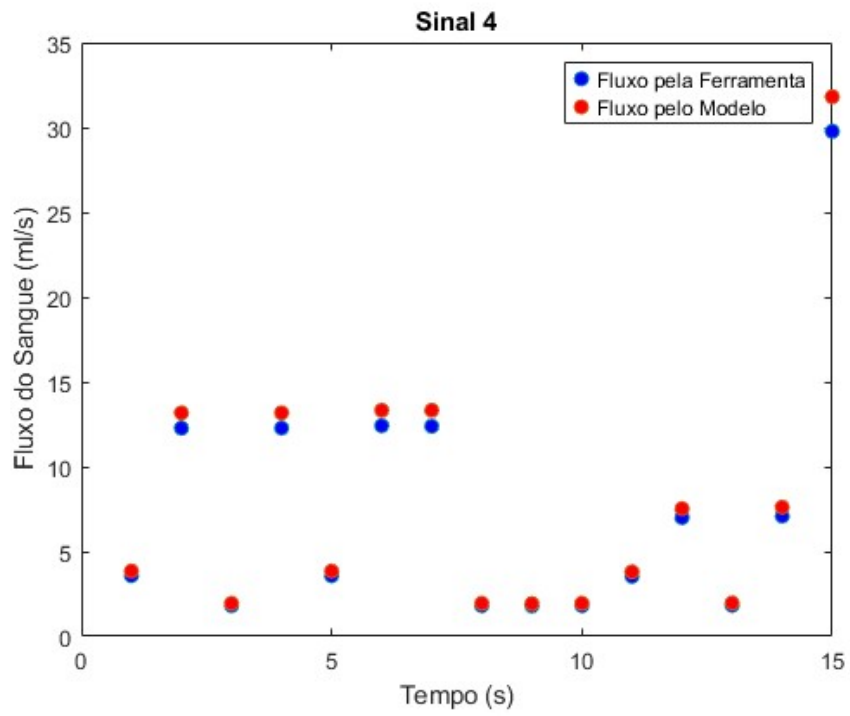


Figura 27 Fluxo sintético (ml/s) no tempo (s).

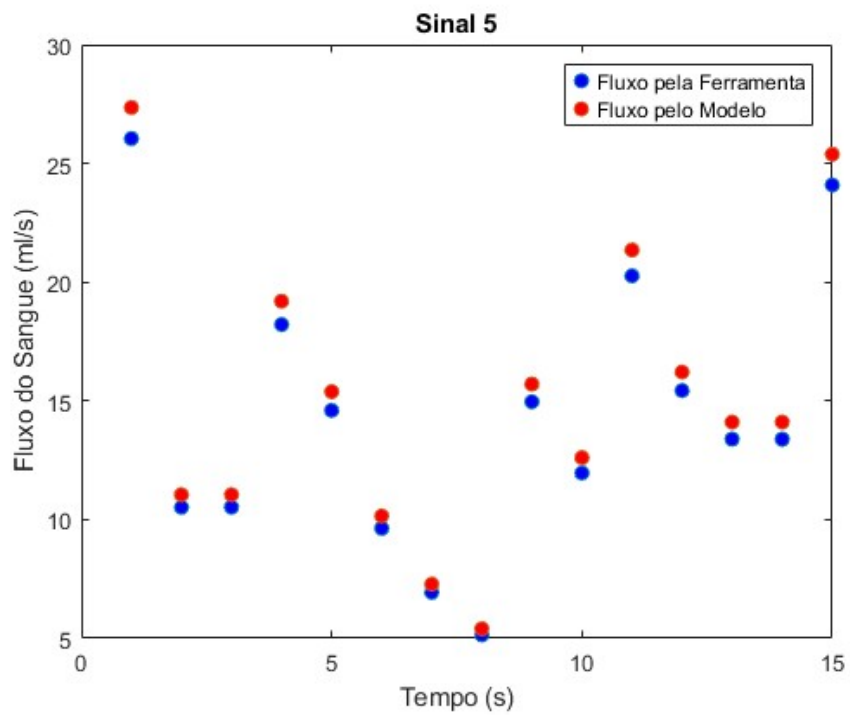


Figura 28 Fluxo sintético (ml/s) no tempo (s).

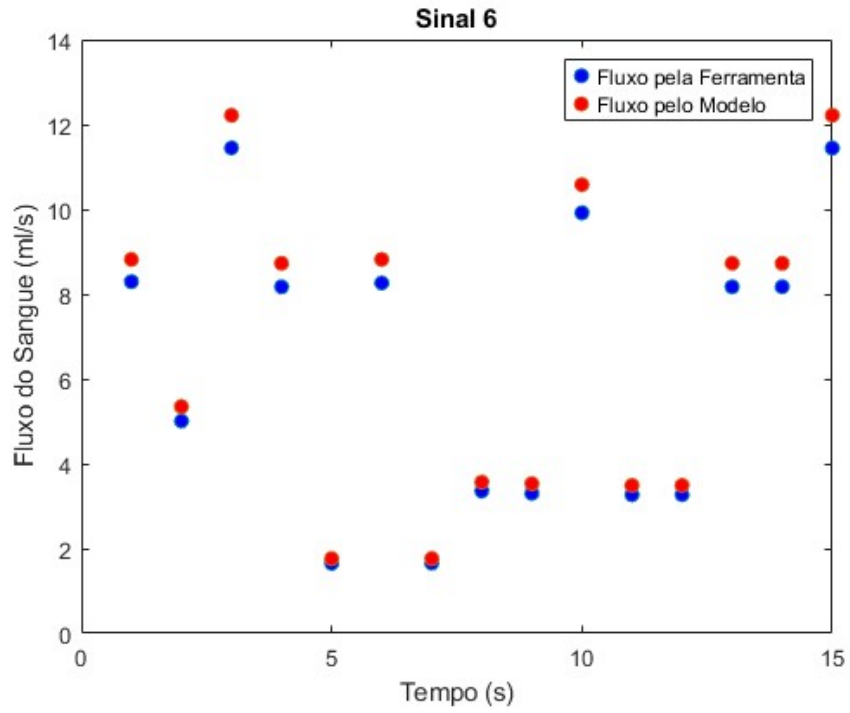


Figura 29 Fluxo sintético (ml/s) no tempo (s).

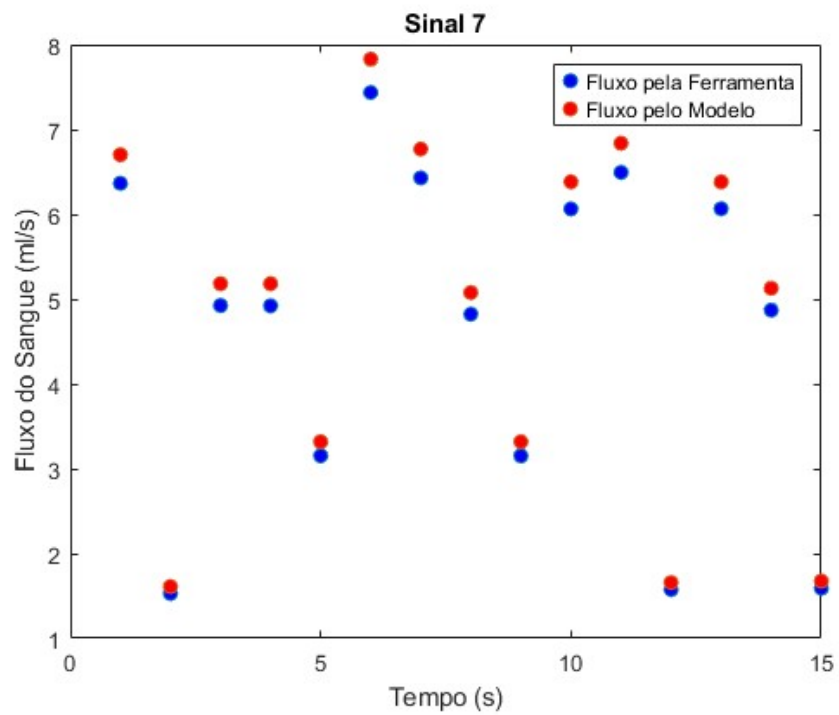


Figura 30 Fluxo sintético (ml/s) no tempo (s).

4.2 Passo-a-Passo do Processamento

Neste trabalho, usa-se um equipamento médico de ultrassom com Doppler para aquisição de medidas reais do fluxo de sangue na carótida. O sinal de desvio Doppler é medido usando um equipamento “Doppler vascular portátil” operando em 10 MHz, com uma intensidade ultrassônica de $4,5 \text{ mW/cm}^2$ e com saída de áudio [44]. Posiciona-se o transdutor na artéria carótida, localizada no lado esquerdo do pescoço, e a captura ocorre a partir da identificação da artéria carótida comum, por meio do som característico gerado na saída de áudio do equipamento. O sinal Doppler vascular é conectado a um computador através de um sistema de aquisição (Figura 31 e Figura 32). A interface de aquisição de dados é o modelo NI USB 6210 [45], um conversor analógico-digital de 16 bits e taxa de até 250.000 amostras/s.

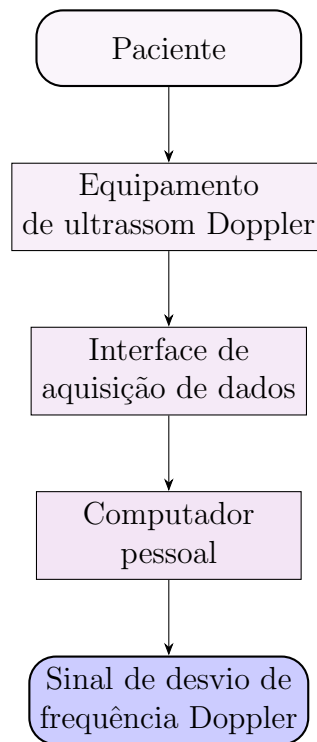


Figura 31 Equipamentos de aquisição do sinal de desvio Doppler através de medições reais.

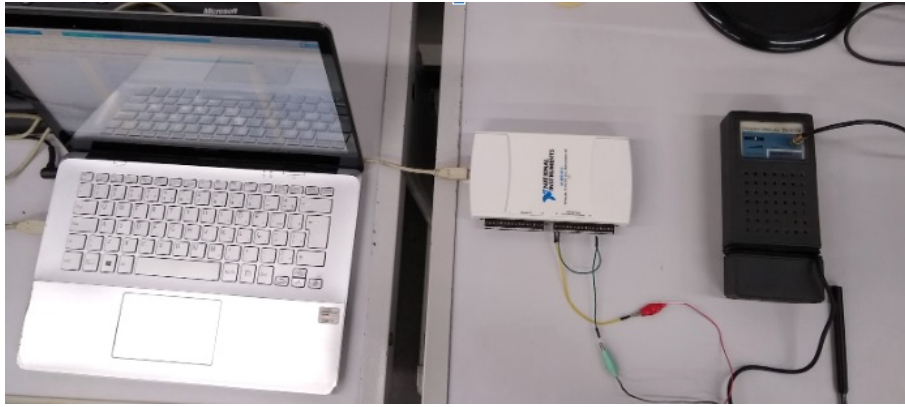


Figura 32 Montagem dos equipamentos de aquisição.

Utiliza-se o ambiente MATLAB™, com o recurso *Analog Input Recorder* para capturar o sinal. O taxa de amostragem foi ajustada para 44.100 Hz, como vemos na Figura 33. A justificativa para tal valor deve-se à faixa de frequências de interesse dos sinais Doppler, que se encontram dentro do intervalo auditivo humano (20 Hz a 20 kHz) [46].

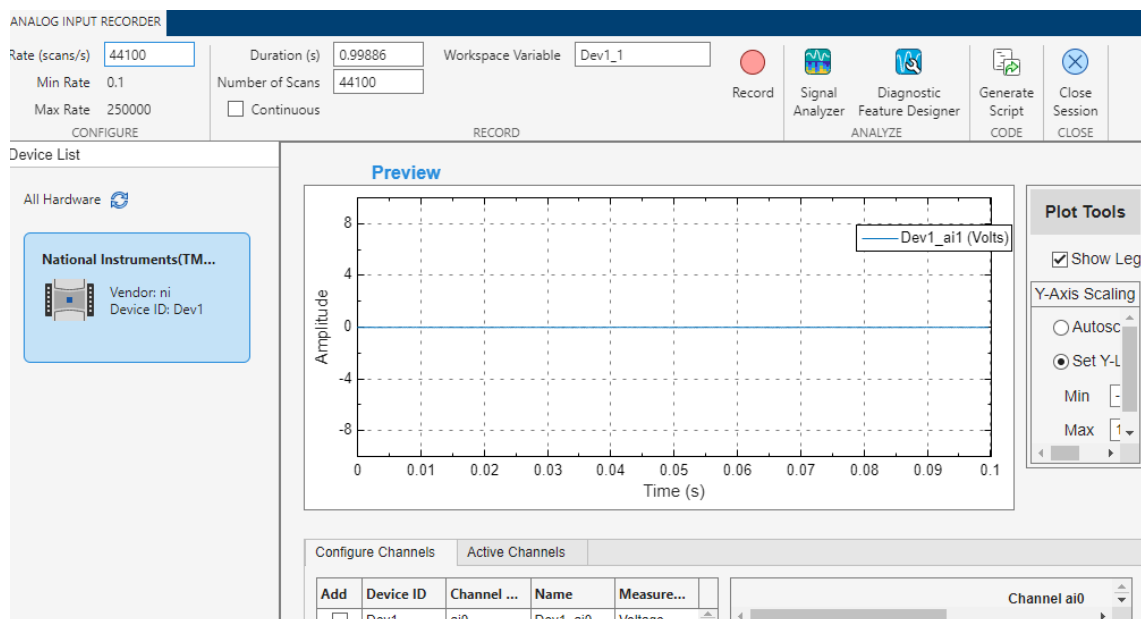


Figura 33 Interface da aplicação de aquisição do MATLAB™, *Analog Input Recorder*.

Após a captura do sinal, ele pode ser visualizado utilizando o recurso *Signal Analyzer*, conforme ilustrado na Figura 34. Essa aplicação do MATLAB™ não apenas permite a visualização, mas também possibilita a exportação do arquivo no formato .m, que é diretamente associado ao *script* desenvolvido para as etapas subsequentes do processamento,

conforme indicado na Figura 35.

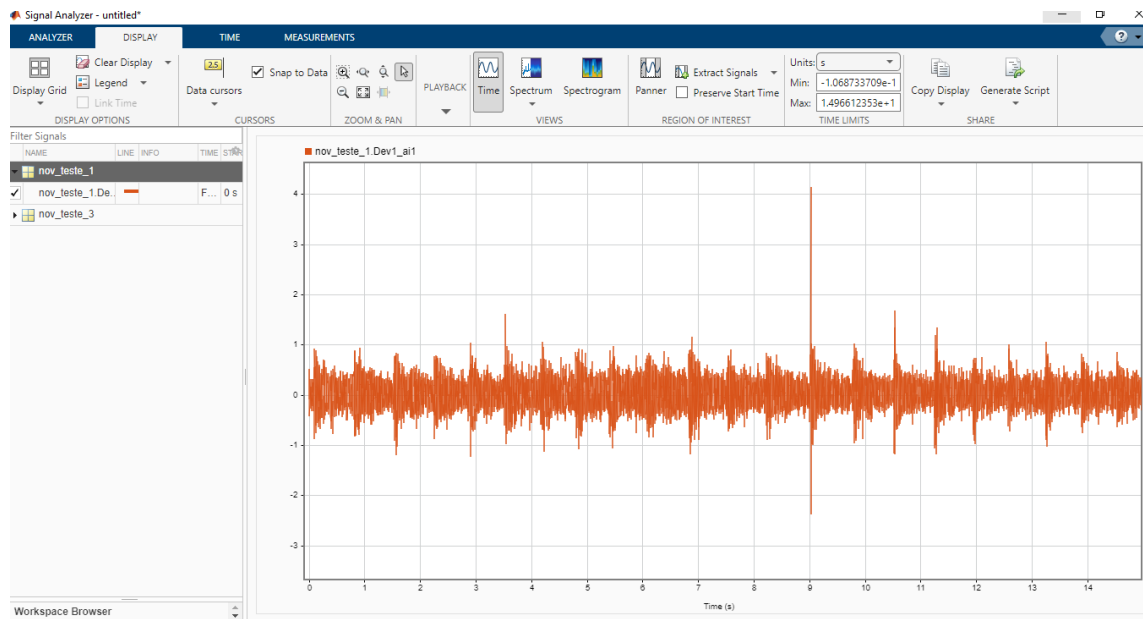


Figura 34 Uso do *Signal Analyzer* para visualização do sinal.

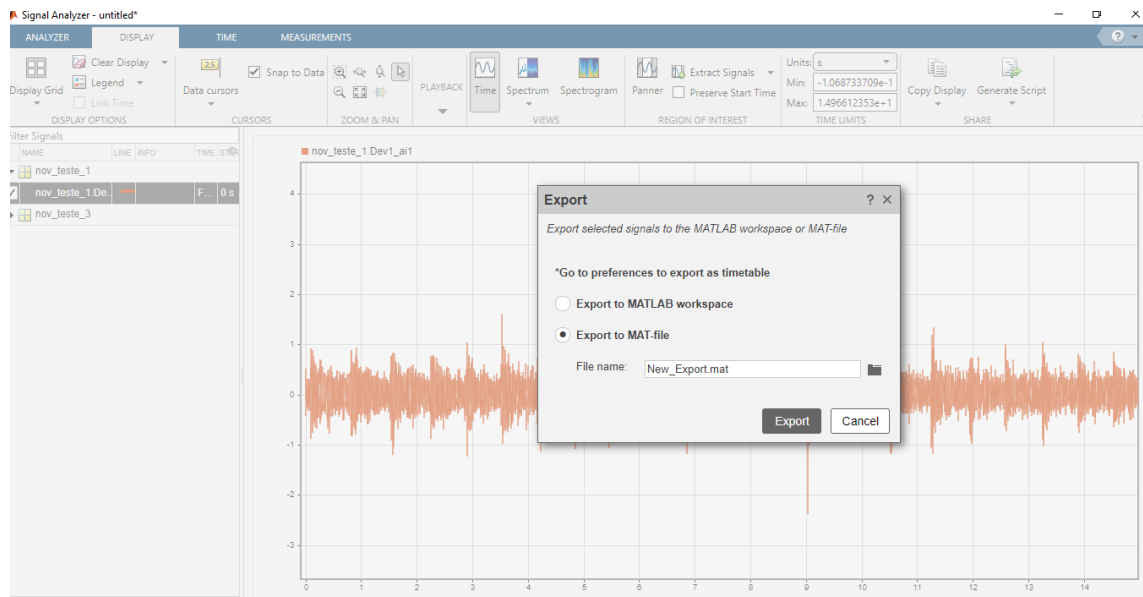


Figura 35 Uso do *Signal Analyzer* para exportação para o formato .m.

O gráfico na Figura 36 se refere a parte positiva de um sinal medido pelo equipamento médico de ultrassom com Doppler portátil. Nele, visualizam-se os intervalos de sístole e diástole ao longo do tempo [8].

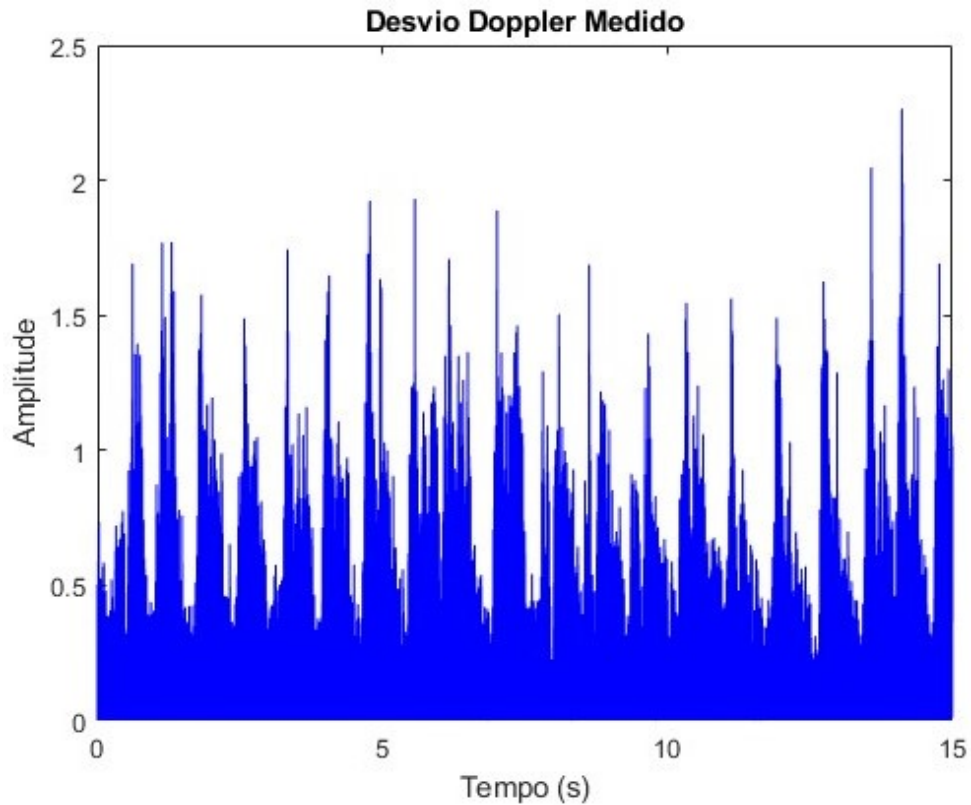


Figura 36 Sinal Doppler medido (Amplitude \times tempo (s)).

É aplicado o processamento ao sinal na Figura 36. A STFT emprega uma janela temporal com duração de 10 ms, seguindo referências típicas da literatura [8]. Do mesmo modo, segundo empregado em trabalhos anteriores, a FFT utiliza 512 pontos [8,10]. Por meio dessas especificações para a STFT, o espectrograma resultante do sinal da Figura 36 para os primeiros 15 segundos é apresentado pela Figura 37. Nele, nota-se uma potência maior do sinal abaixo de 2,5 KHz. Adicionalmente na Figura 37, com um ajuste na escala no eixo y , por meio de (14), e assumindo θ igual a 0 (para valor máximo) e c igual a 1540 m/s, tem-se o espectrograma da velocidade do sangue.

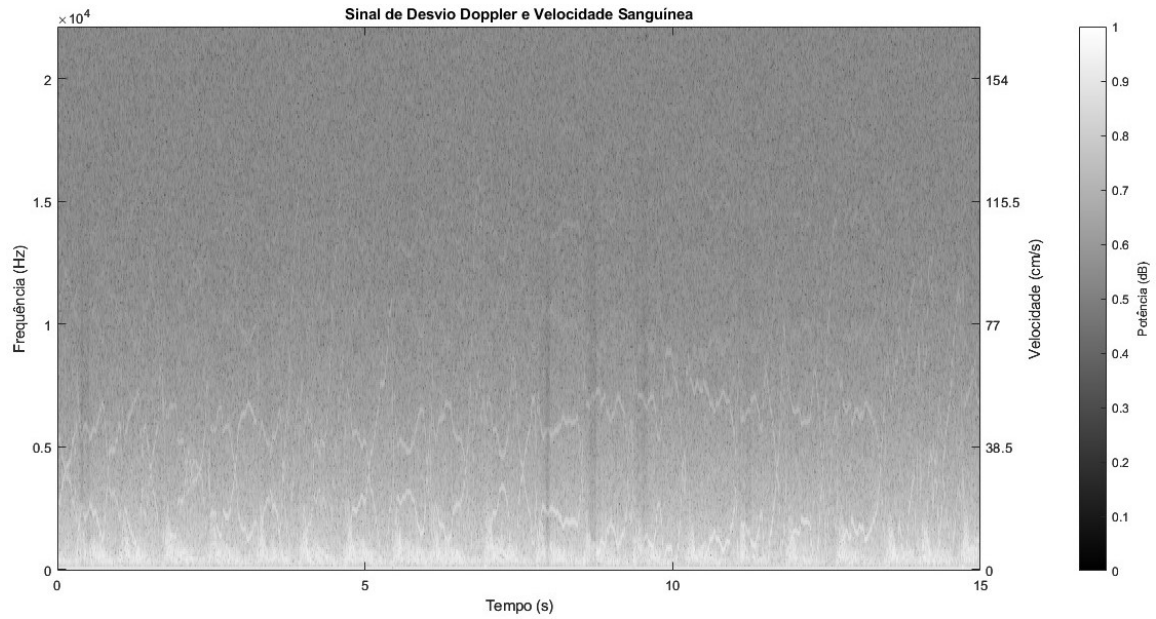


Figura 37 Exemplo de espectrograma do sinal Doppler (Frequência (Hz) \times tempo (s)) e velocidades (Velocidade (cm/s) \times tempo (s)) a partir de um sinal real.

Conforme discutido no Capítulo 2, a próxima etapa consiste na extração da EVM do espectrograma apresentado na Figura 37, utilizando o MGM. Como resultado, obtém-se um gráfico que expressa como as velocidades sanguíneas variam ao longo do tempo, conforme mostrado na Figura 38. Percebe-se que, a partir da EVM, a análise da variação da velocidade (quantitativamente e qualitativamente) é muito mais fácil comparada ao espectrograma.

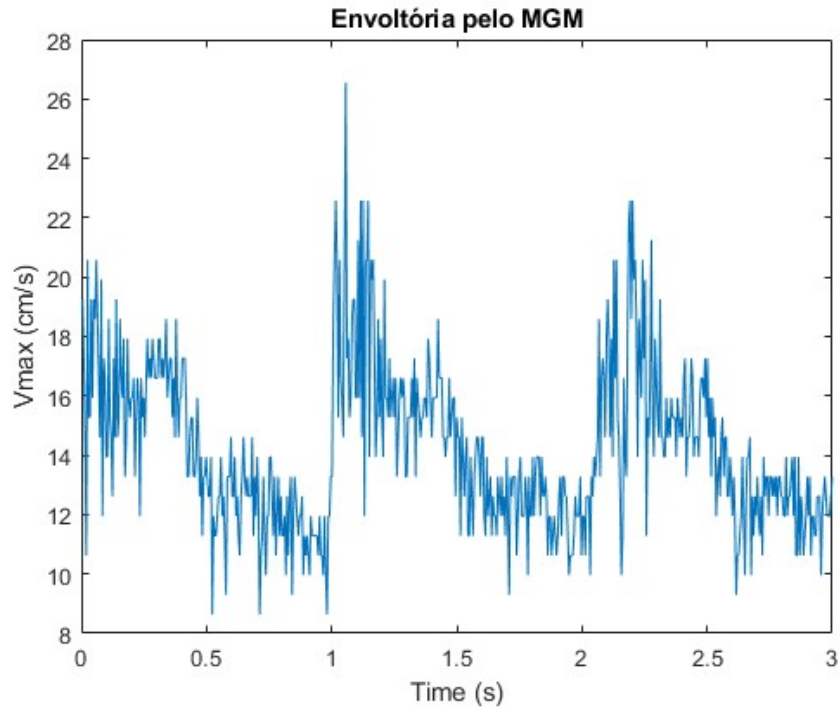


Figura 38 Três ciclos da EVM de um sinal real calculada pelo MGM.

Essa envoltória é fundamental para calcular os valores representados na Figura 39, conforme discutido no Capítulo 2. Então, faz-se necessário identificar os períodos de cada ciclo do sinal da EVM (os batimentos). Para essa identificação, aplicou-se um filtro polinomial apenas com o objetivo de determinar melhor os intervalos entre os batimentos. Os parâmetros do filtro foram definidos empiricamente como um polinômio de grau 1 e uma janela de tamanho 20. De posse desses períodos, o fluxo sanguíneo foi calculado, de acordo com a Seção 2.3.5.

Na Figura 39, cada marcação circular no gráfico corresponde ao valor total do fluxo (ml/s) computado, a partir da EVM, durante um período de batimento estimado.

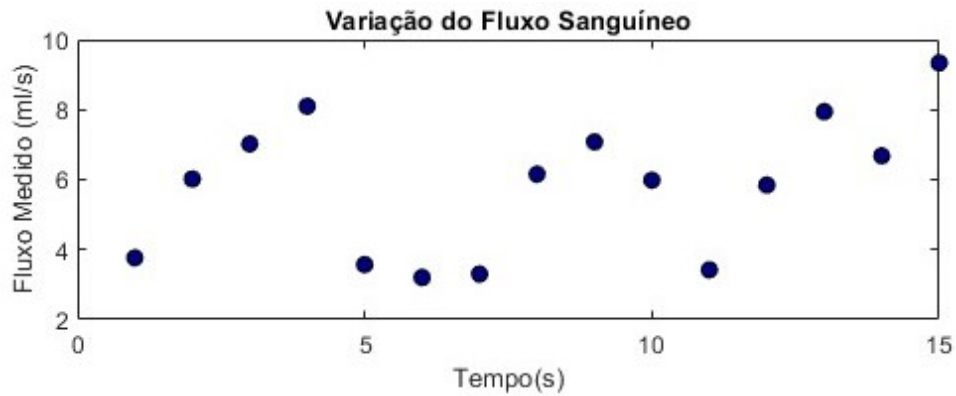


Figura 39 Fluxo sanguíneo através da carótida (ml/s) no tempo (s) para um sinal real.

Os gráficos da Figura 40 à Figura 44 são resultantes de medições feitas em outros cinco voluntários, totalizando seis sinais de desvio de frequência Doppler medidos, em intervalos de 15s, e seus respectivos fluxos de sangue. As características dos voluntários quanto ao sexo, peso e altura estão relacionadas na Tabela 6, juntamente com a identificação dos sinais de entrada.

Tabela 6 - Características dos voluntários e a nomenclatura dos sinais de entrada.

Característica	Sinal 1	Sinal 2	Sinal 3	Sinal 4	Sinal 5
Altura (cm)	157	160	183	175	177
Idade	47	28	44	59	44
Peso (kg)	58	58	79	82	93
Sexo (F/M)*	F	F	M	M	M
Fluxo mínimo (ml/s)	1.58	1.5	1.5	5.8	1.4
Fluxo máximo (ml/s)	10	8.2	8.9	8.6	9.8

* F- Feminino e M- Masculino

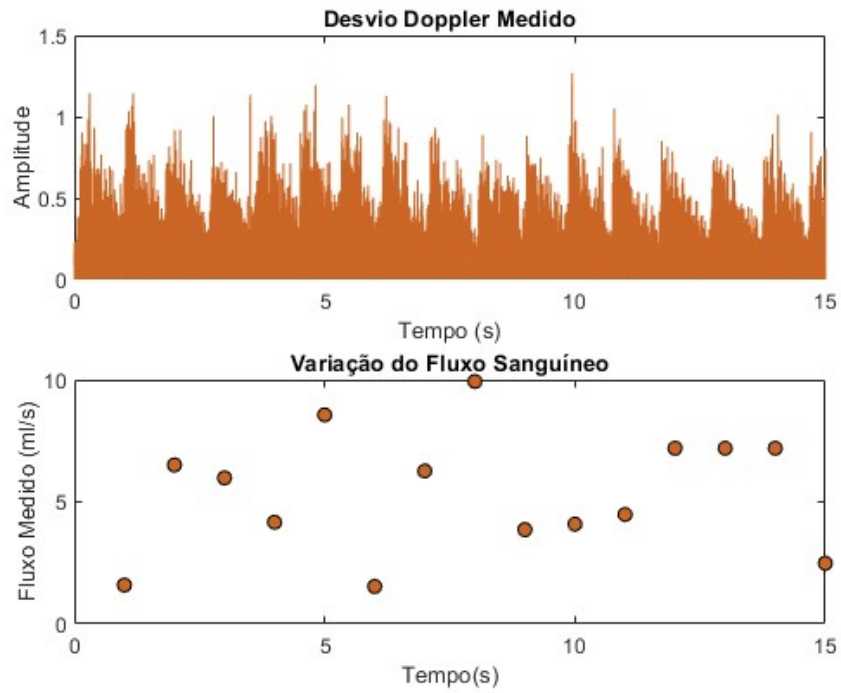


Figura 40 Sinal 1- Fluxo medido (ml/s) no tempo (s).

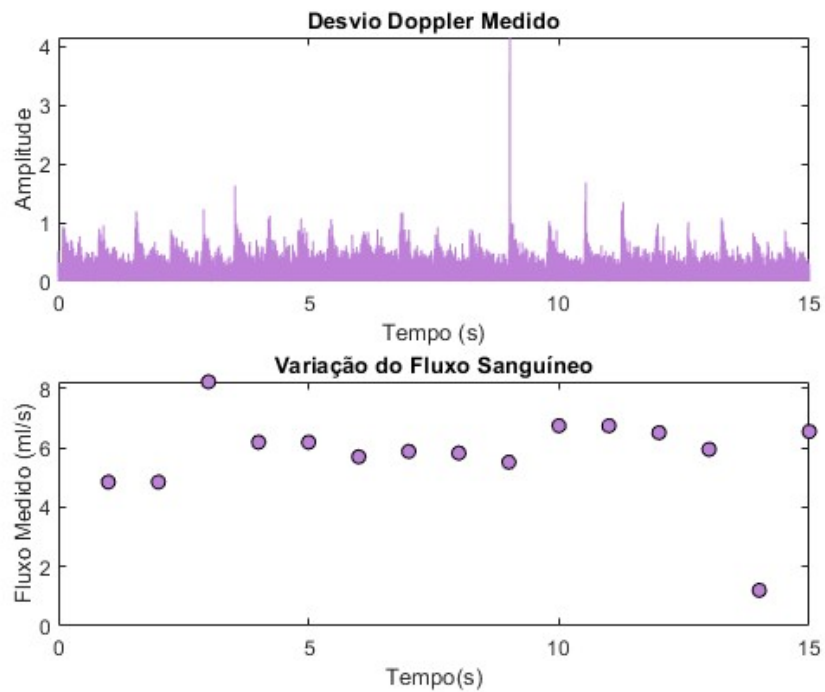


Figura 41 Sinal 2- Fluxo medido (ml/s) no tempo (s).

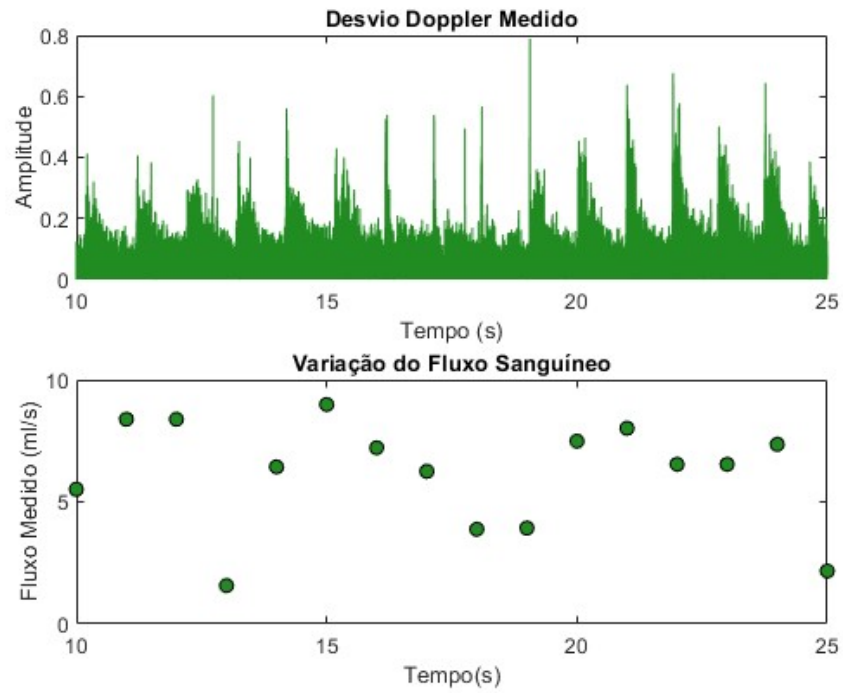


Figura 42 Sinal 3- Fluxo medido (ml/s) no tempo (s).

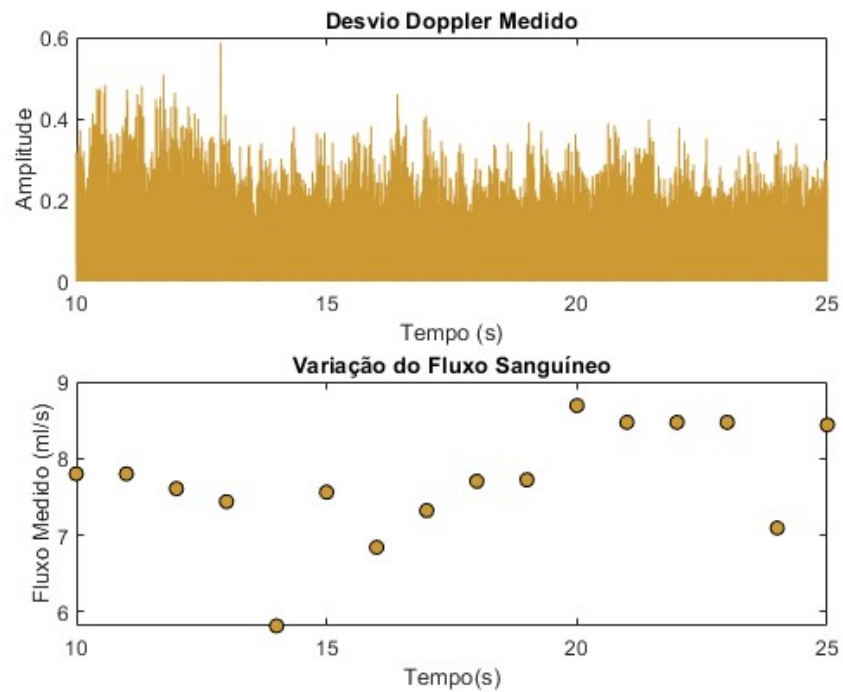


Figura 43 Sinal 4- Fluxo medido (ml/s) no tempo (s).

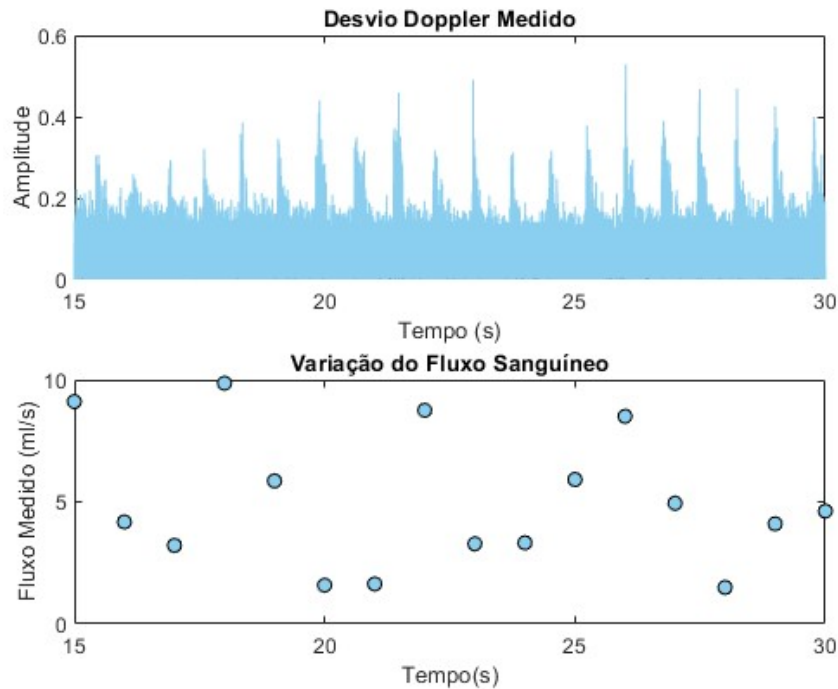


Figura 44 Sinal 5- Fluxo medido (ml/s) no tempo (s).

Nota-se que os valores dos fluxos dos sinais medidos nos voluntários (gráficos da Figura 40 à Figura 44), de uma maneira geral, foram inferiores aos valores dos fluxos sintetizados (da Figura 24 à Figura 30). De forma a justificar essa afirmação, a Tabela 7 traz uma estimativa das médias realizadas com os fluxos mínimos e máximos de cada tipo de sinal (sintético ou estimado).

Essa discrepância presente nos gráficos dos sinais medidos pode ser atribuída a algumas dificuldades encontradas durante o procedimento de aquisição dos sinais reais, tais como: a variação do ângulo de posicionamento do transdutor no pescoço e aos ruídos no sistemas de aquisição devido ao ambiente, como os cabos usados na aquisição, por exemplo. Todavia, ainda assim, percebe-se congruência entre os valores dos fluxos nos sinais sintéticos e os estimados, principalmente nos valores mínimos.

Tabela 7 - Médias para os fluxos mínimos e máximos.

Média	Sinal Sintético	Sinal Estimado
Fluxo máximo (ml/s)	18	9.1
Fluxo mínimo (ml/s)	2.34	2.35

4.3 Índice de Confiabilidade das Medições

Nesse trabalho, não realizamos análises estatísticas acerca da consistência dos valores de fluxo sanguíneo provenientes da metodologia proposta. O foco desta pesquisa tinha como objetivo principal o estudo, proposição e validação de um sistema de aquisição e processamento de sinal Doppler ultrassom, de baixo custo, para obtenção do fluxo sanguíneo através da carótida. Todavia, em trabalhos futuros, a confiabilidade do método precisa ser assegurada.

Na demonstração do funcionamento de uma nova metodologia de medição/aferição de um valor, podem-se empregar o índice de confiabilidade que reflete o grau em que todos os itens medem a mesma coisa. Adicionalmente, a confiabilidade é específica, pois descreve o desempenho de uma escala em uma população determinada, ou seja, testada sob condições específicas. Por isso, é importante garantir que as escalas sejam confiáveis quando usadas em contextos realistas com participantes reais [47].

CONCLUSÃO

Na dissertação, foi apresentado e desenvolvido um sistema para analisar a variação do fluxo sanguíneo a partir de sinais de ultrassonografia com Doppler. Para validar o sistema proposto, foi elaborado um modelo matemático que simula um fluxo sintético, permitindo a comparação entre os fluxos sintéticos e os estimados. Os fluxos sanguíneos estimados situaram-se dentro das faixas esperadas pela literatura médica, evidenciando que sua aplicação nos casos de teste respeita os parâmetros fisiológicos. Esses resultados reforçam a viabilidade do sistema para monitoramento e análise em contextos clínicos.

Contudo, o objetivo é tornar as medições mais eficientes e simplificar a análise dos dados, assim, algumas limitações merecem atenção. Dentre elas, os valores de fluxo estimados se mostraram mais baixos em comparação aos sinais sintetizados.

Além disso, desafios específicos relacionados à captura do sinal no pescoço devem ser considerados. Por exemplo, o ângulo de posicionamento do transdutor variou entre as medições, já que seu valor exato não pode ser identificado pelo equipamento médico, cuja saída é apenas sonora. As medições foram realizadas com base na identificação da artéria, mas poderiam ser aprimoradas com uma angulação mais consistente e controlada.

Outro aspecto relevante foi a interferência causada pelos cabos do equipamento de aquisição durante o manuseio, o que impactou a qualidade do sinal e, conseqüentemente, a precisão das estimativas. Essas questões destacam a necessidade de aprimoramentos futuros, quanto a praticidade no uso dos equipamentos e entrega das informações como apoio ao tratamento médico, para consolidação do sistema.

No contexto da transferência de dados, é fundamental estabelecer um banco de dados específico para registrar as estimativas de variação dos fluxos sanguíneos de cada paciente por sessão.

Além disso, um desdobramento essencial para trabalhos futuros é a análise de confiabilidade. É fundamental realizar avaliações estatísticas para verificar a consistência dos valores de fluxo sanguíneo obtidos pela metodologia proposta.

Em trabalhos futuros, pretende-se aprimorar o posicionamento do transdutor, a partir do projeto de suportes físicos personalizáveis produzidos em impressoras 3D, para que todas as medidas sejam feitas exatamente da mesma forma em todos os pacientes.

Por fim, é possível implementar no sistema técnicas de aprendizado de máquina

para a identificação de padrões anormais de fluxo. Isso permitirá a geração de alertas automáticos para a equipe médica e essas iniciativas tornarão o acesso às informações mais eficiente, contribuindo para uma tomada de decisão clínica mais ágil e assertiva para os pacientes submetidos à hemodiálise.

REFERÊNCIAS

- [1] NEFROLOGIA, S. B. de. *Hemodiálise*. Acesso em: 19 set. 2023. Disponível em: <<https://www.vidavascular.com.br/doenca-da-artéria-carotida/>>.
- [2] VASCULAR, I. V. *Doença da Artéria Carótida*. Acesso em: 19 set. 2023. Disponível em: <<https://sbn.org.br/publico/tratamentos/hemodialise/>>.
- [3] DAUGIRDAS, J. T.; BLAKE, P. G.; ING, T. S. *Handbook of Dialysis*. 5th. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2015.
- [4] LIMA, P. V. M. R. H. de; TCHEOU, M. P.; LOVISOLO, L. Sobre a parametrização do dicionário de bateman na compressão de sinais de atividade eletrodérmica via decomposições atômicas. In: *SBrT*. [S.l.: s.n.], 2020.
- [5] BAGGIO, J. F. R. *Processamento de sinais Doppler para obtenção de sonograma em tempo real*. 107 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) — Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2003.
- [6] EVANS, D.; MCDICKEN, W. N. *Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Signal Processing*. 2. ed. Chichester, UK: Wiley, 2000.
- [7] RICCI, S. et al. Embedded system for real-time digital processing of medical ultrasound doppler signals. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, v. 2008, p. Article ID 418235, 2008.
- [8] BRANDÃO, B. B. *Processamento digital de sinais ultrassom Doppler para o cálculo do débito cardíaco*. Dissertação (Dissertação de Mestrado) — Universidade Federal da Bahia, Escola Politécnica, Instituto de Matemática, Programa de Pós-Graduação em Mecatrônica, Salvador, 2012.
- [9] PASHAEI, A.; FATOURAEE, N. An analytical phantom for the evaluation of medical flow imaging algorithms. *Physics in Medicine & Biology*, v. 54, p. 1791, 2009.
- [10] WANG, L.; ZHOU, X. The research on doppler ultrasonic blood flow signals under periodically pulsatile flow based on STFT. In: *International Conference on Biomedical Engineering and Biotechnology*. [S.l.: s.n.], 2012.

- [11] MASUDA, M. et al. 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. Acesso em: 24 mai. 2024.
- [12] YANG, B. et al. Doppler ultrasound blood flow velocimetry based on the optimization of effective EEMD components. In: *2020 IEEE 6th International Conference on Computer and Communications*. [S.l.: s.n.], 2020.
- [13] SILVA, K. S. et al. Sistema de análise de variação de fluxo sanguíneo por meio de ultrassonografia arterial com doppler. In: *XLII Simpósio Brasileiro de Telecomunicações e Processamento de Sinais (SBrT 2024)*. [S.l.: s.n.], 2024.
- [14] SONG, I. et al. Design and implementation of a new wireless carotid neckband doppler system with wearable ultrasound sensors: Preliminary results. *Applied Sciences*, v. 9, n. 11, 2019. ISSN 2076-3417. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/2076-3417/9/11/2202>>.
- [15] JENSEN, J. A. *Estimation of Blood Velocities Using Ultrasound: A Signal Processing Approach*. United Kingdom: Cambridge University Press, 1996. ISBN 0-521-46484-6.
- [16] Anatomy Stuff. *Heart Anatomy Poster - Free Download*. n.d. Accessed: 19 sep. 2024. Disponível em: <<https://www.anatomystuff.co.uk/heart-anatomy-poster-free-download/>>.
- [17] BERNE, R. M.; LEVY, M. N. *Fisiologia*. 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010.
- [18] PATZ, R. *Time-frequency Analysis of Doppler Ultrasound Blood Flow Signals: An Investigation into Automated Diagnosis of Vascular Disease*. Tese (Tese de Doutorado) — University of Glamorgan, 2003.
- [19] LOPES, O. U. *Doenças Vasculares Periféricas*. 2. ed. [S.l.: s.n.].
- [20] Ministério da Saúde. *Hemodiálise*. n.d. Acesso em: 19 set. 2024. Disponível em: <<https://bvsmms.saude.gov.br/hemodialise/>>.

- [21] MEHMOOD, Y. et al. Hemodialysis; acute intradialytic complications found on maintenance hemodialysis in patients at a public hospital lahore. *The Professional Medical Journal*, v. 26, n. 01, Jan 2019.
- [22] SBN, C. *O que é diálise peritoneal?* Acesso em: 21 out. 2024. Disponível em: <<https://sbn.org.br/publico/tratamentos/o-que-e-dialise-peritoneal/>>.
- [23] PRÓ-RIM. *Quantos por cento do sangue passa pela máquina na hora da hemodiálise? Até quanto sai de líquido em uma sessão?* Acesso em: 28 out. 2024. Disponível em: <<https://www.prorim.org.br/quantos-por-cento-do-sangue-passa-pela-maquina-na-hora-da-hemodialise-ate-quantos-sai-de-liquido-em-uma-sessao/?form=MG0AV3>>.
- [24] Ministério da Saúde. *Governo Federal investe R\$ 600 milhões para hemodiálise no SUS*. Publicado em 12/07/2023 14h38, Fonte: Ministério da Saúde. Disponível em: <<https://www.gov.br/secom/pt-br/assuntos/noticias/2023/07/governo-federal-investe-r-600-milhoes-para-hemodialise-no-sus>>.
- [25] CHARLICK, M.; DAS, J. M. *Anatomy, Head and Neck: Internal Carotid Arteries*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2024. [Updated 2023 Jul 24]. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK556061/>>.
- [26] TREAT-JACOBSON, D. J. et al. Society for vascular nursing clinical practice guideline (cpg) for carotid artery stenting. *Journal of Vascular Nursing*, Elsevier, Mar 2013.
- [27] SANTOS, V. P. D. et al. Arteriosclerosis, atherosclerosis, arteriolosclerosis, and monckeberg medial calcific sclerosis: what is the difference? *J Vasc Bras*, v. 20, p. e20200211, Jun 2021.
- [28] SHOMAJI, S. et al. A wearable carotid ultrasound assembly for early detection of cardiovascular diseases. In: *2016 IEEE Healthcare Innovation Point-Of-Care Technologies Conference (HI-POCT)*. [S.l.: s.n.], 2016. p. 17–20.
- [29] HEDRICK, W. R.; KYKES, D. L. Doppler physics and instrumentation: A review. *Journal of Diagnostic Medical Sonography*, v. 4, p. 109–120, 1988.
- [30] COSTA, J. W. D. *Processamento Digital do Sinal Doppler de Onda Contínua*. Dissertação (Dissertação de Mestrado) — Universidade Federal de Minas Gerais, 1993.

- [31] RUMACK, C. M.; LEVINE, D. *Diagnostic Ultrasound*. 5. ed. Philadelphia, PA: Elsevier Health Sciences, 2017. Publication Date: 08 Aug. 2017. ISBN 9780323529631.
- [32] RUMACK, C. M.; LEVINE, D. *Diagnostic Ultrasound*. 5. ed. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2017. 2240 p. ISBN 9780323529631.
- [33] CARVALHO, C. F. et al. Princípios físicos do doppler em ultra-sonografia. *Ciência Rural*, v. 38, n. 3, p. 872–879, mai-jun 2008. ISSN 0103-8478.
- [34] KEETON, P. I. J. *Modern Digital Signal Processing Techniques Applied to Doppler Ultrasound*. Tese (Doutorado) — University of Leicester, Leicester, UK, 1997.
- [35] MOURA, M. M. da Cruz Silva Andrade Madeira e Carvalho de. *Processamento em Tempo-Real de Sinais Doppler de Fluxo Sanguíneo*. Tese (Doutorado) — Universidade do Algarve, maio 2004. Tese de Doutorado na Área de Ciências da Computação.
- [36] JAIN, H. S.; ANDURKAR, A. G. Review paper on different methods for doppler spectrogram calculation. *IJCST*, Government College of Engineering, Jalgaon, Maharashtra, India, v. 5, n. 2, p. April – June 2014, 2014. ISSN 0976-8491 (Online), 2229-4333 (Print).
- [37] MATHWORKS. *Spectrogram*. Acesso em: 23 jan. 2025. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/help/signal/ref/spectrogram.html#buvvogk>>.
- [38] MATHWORKS. *Peak Analysis*. Acesso em: 11 nov. 2024. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/help/signal/ug/peak-analysis.html>>.
- [39] OPPENHEIM, A. V.; SCHAFER, R. W. *Discrete-Time Signal Processing*. 3. ed. [S.l.]: Pearson, 2010.
- [40] GOLDBERGER, A. L. et al. Physiobank, physiotoolkit, and physionet: Components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation*, v. 101, p. e215–e220, 2000.
- [41] KASHEFI, A. et al. 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.

- [42] PHYSIONET. *PhysioBank ATM*. Acesso em: 23 jan. 2025. Disponível em: <<https://archive.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>>.
- [43] PHYSIONET. *The MIMIC II Waveform Database*. Acesso em: 23 jan. 2025. Disponível em: <<https://archive.physionet.org/physiobank/database/mimic2wdb/>>.
- [44] MEDMEGA. *Doppler Vascular Portátil DV 610B*. Doppler Vascular. Disponível em: <<https://medmega.com.br/produtos/doppler-vascular/>>.
- [45] NI. *USB-6210*. Acesso em: 31 out. 2024. Disponível em: <<https://www.ni.com/pt-br/shop/model/usb-6210.html>>.
- [46] POEPPING, T. L. et al. MP3 compression of doppler ultrasound signals. *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 29, n. 1, p. 65–76, 2003.
- [47] CONROY, R. M. *The RCSI sample size handbook*. Royal College of Surgeons in Ireland, 2018.