



**UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA
ESCOLA POLITÉCNICA / INSTITUTO DE MATEMÁTICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MECATRÔNICA**

BRUNO BARROS BRANDÃO

**PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS ULTRASSOM DOPPLER
PARA O CÁLCULO DO DÉBITO CARDÍACO**

Salvador
2012

BRUNO BARROS BRANDÃO

**PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS ULTRASSOM DOPPLER
PARA O CÁLCULO DO DÉBITO CARDÍACO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Mecatrônica, Escola Politécnica e Instituto de Matemática, Universidade Federal da Bahia, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Mecatrônica.

Orientador: Prof. Ph.D. Antonio Cezar de Castro Lima

Co-orientador: Prof. Dr. Luiz Alberto Luz de Almeida

Salvador
2012

B817p Brandão, Bruno Barros

Processamento de sinais digitais ultrassom doppler para o cálculo do débito cardíaco. / Bruno Barros Brandão, 2012.

72 fls. : Il.

Orientador: Prof. Ph. D. Antonio Cezar de Castro Lima

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal da Bahia, Instituto de Matemática e Escola Politécnica, Salvador, 2012.

1. Processamento digital de sinais 2. Doppler 3. Débito cardíaco
I. Lima, Antonio Cezar de Castro II. Universidade Federal da Bahia,
Instituto de Matemática III. Universidade Federal da Bahia IV. Título

CDU 621.391

CDD 621.3

BRUNO BARROS BRANDÃO

**PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS ULTRASSOM DOPPLER
PARA O CÁLCULO DO DÉBITO CARDÍACO**

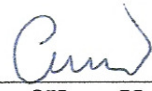
Dissertação apresentada como requisito para obtenção do grau de Mestre em
Mecatrônica, Escola Politécnica da Universidade Federal da Bahia.

Aprovada em 29 de novembro de 2012.

Banca Examinadora

Antônio Cezar de Castro Lima – Orientador 
Ph.D em Engenharia Eletrônica pela University of Kent at Canterbury
Universidade Federal da Bahia

Angelo Amâncio Duarte 
Doutor em Ciência da Computação pela Universidad Autonoma de Barcelona
Universidade Estadual de Feira de Santana

Germano Crispim Vasconcelos 
Ph.D em Electronic Engineering pela University of Kent, United Kingdom
Universidade Federal de Pernambuco

A

Meus amados pais...

AGRADECIMENTOS

À meus pais Rita e Sérgio, minha irmã Carol e meus familiares, pelo amor, suporte e incentivo intermináveis. Amo vocês.

Ao Professor Cezar, pela confiança, apoio, incentivo, ensinamentos e orientação durante todo o desenvolvimento da pesquisa.

Aos amigos, pela pirâmide, cumplicidade e momentos de confraternização que tornaram mais leve essa caminhada. Abraço garotos.

À Professora Maria Clara, pelo apoio, incentivo e contribuição na abertura das relações pessoais tão importantes para o desenvolvimento do trabalho.

Ao Dr. Eduardo Darzé, pela atenção, disponibilidade e acreditar no trabalho, abrindo as portas do Instituto Córdio Pulmonar, coordenando a coletadas das amostras, fundamentais para a avaliação do algoritmo desenvolvido na pesquisa e contribuindo na análise dos resultados.

Ao Dr. Gildo, pela disponibilidade, atenção, dedicação e colaboração na coletadas das amostras e nos traçados manuais dos contornos das áreas que correspondem à sístole ventricular, para cada ciclo cardíaco de todas amostras.

Ao Instituto Córdio Pulmonar, pelo acolhimento, cessão de espaço e recursos materiais que possibilitaram a obtenção das amostras dos sinais de ultrassom doppler indispensáveis para a avaliação do algoritmo desenvolvido durante o trabalho.

À Capes pelo apoio financeiro.

À Deus, pela saúde, sabedoria e iluminação!

RESUMO

Uma das principais variáveis hemodinâmicas do organismo humano é o Débito Cardíaco (DC). Este é definido como o volume de sangue bombeado pelo coração por minuto para a artéria Aorta e constitui um elemento diagnóstico básico para determinação da melhor conduta clínica, influenciando as indicações para internamentos em Unidades de Tratamento Intensivo, para as intervenções cirúrgicas e outros procedimentos. O método referência para medição e monitorização do DC é a Termodiluição, realizada através da introdução do cateter de Swan-Ganz. Porém, por este método ser invasivo, alternativas são buscadas, sendo uma delas a utilização de equipamentos para a medição do DC por ultrassom Doppler. Assim, neste trabalho, é implementado um algoritmo que através do processamento digital do sinal de ultrassom Doppler calcula o débito cardíaco (DC) de forma não-invasiva e automática, ou seja, sem necessidade de realizar medições em imagens e cálculos manuais. A coleta das amostras apenas começou após aprovação de projeto por Comitê de Ética em Pesquisa, e foi realizada por especialista do Instituto Córdio Pulmonar. A estimação espectral do sinal é realizada através da Transformada de Fourier de Tempo Curto. Os valores dos débitos cardíacos calculados pelo algoritmo, para todas as amostras, são apresentados e avaliados em relação ao exame ecocardiográfico padrão (EEP), baseando-se em trabalho referência, na área médica, para aferir se o algoritmo proposto é clinicamente aceitável. O resultado desta pesquisa preliminar revela-se satisfatório conforme premissa medica: erro percentual geral, igual a 17,8%, inferior ao limite aceitável clinicamente de 20%. O coeficiente de correlação entre os DC calculados pelo EEP é igual a 0,93. Portanto, o algoritmo é considerado promissor, mas faz-se necessário a coleta de mais amostras e a expansão da abrangência dos critérios de inclusão para aferir se o algoritmo pode substituir o EEP.

Palavras-chave: Processamento Digital de Sinais, Análise Espectral, Efeito Doppler, Débito Cardíaco, Fluxo Sanguíneo.

ABSTRACT

The Cardiac Debt (CD) is one of the main hemodynamic parameters. This is defined as the volume of blood pumped by the heart per minute for the aorta artery and constitutes a basic element in determining the best clinical management, influencing the decisions regarding admissions in Intensive Care Units, indications for surgeries and other procedures. The reference method for measuring and monitoring the Cardiac Output (CO) is the Thermodilution, based on an introduction of Swan-Ganz probe. But this method is invasive, and other alternatives have been searched. One of them uses equipment to measure the CO by Doppler ultrasound. This paper presents an algorithm to process a Doppler ultrasound signal and renders an estimative of cardiac output (CO) in a non-invasive and automatic approach, without the need to perform measurements in images and manually calculations. The sample collection began only after project approval by the Research Ethics Committee, and was assisted by a specialist from the Institute Cardio Pulmonary. The signal spectral estimation has been obtained by Short Time Fourier Transform. The cardiac outputs calculated by the algorithm and Standard Echocardiographic Examination (SEE) for each sample are presented and evaluated based on reference work in the medical field, to assess whether the proposed algorithm is clinically acceptable. So far, the result obtained with such approach has been within acceptable values establish by the medical community: percentage error equal to 17,8% lower than the clinically acceptable limit of 20%. The correlation coefficient, r , is equal to 0.93. Therefore, the algorithm is promising, but more samples must be collected in order to expand the scope of the inclusion criteria to determinate whether the algorithm can replace the traditional SEE.

Keywords: Digital Signal Processing, Spectral Analysis, Doppler Effect, Cardiac Output, Blood Flow.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 - Sistema Cardiovascular.....	17
Figura 2.2 - Vista posterior do coração.....	18
Figura 2.3 - Evolução da Aterosclerose de 0 à 30 anos de idade.....	20
Figura 2.4 - Perfis do fluxo sanguíneo.....	21
Figura 2.5 – Cateter introduzido.....	23
Figura 3.1 – A reflexão e a refração de uma onda incidente.....	26
Figura 3.2 – Propagação não linear da onda ultrassônica.....	29
Figura 3.3 - Efeito Doppler com movimento do observador.....	30
Figura 3.4 - Efeito Doppler com fonte em movimento.....	32
Figura 3.5 – Um feixe de ultrassom incide sobre um eritrócito suspenso no fluxo sanguíneo.....	33
Figura 4.1 - Esquema de decomposição <i>Wavelet</i> para filtragem de um sinal S.....	39
Figura 4.2 - Método Geométrico.....	40
Figura 4.3 - Método Doppler Ecocardiográfico Tradicional.....	41
Figura 4.4 - Sonograma composto por dois ciclos cardíacos. Os períodos de sístole e diástole são indicados respectivamente por S e D..	41
Figura 5.1 - Etapas do processamento do sinal Doppler.VTI e DEP são respectivamente a Integral da curva de velocidade do fluxo sanguíneo e a Densidade espectral de potência do sinal Doppler.....	44
Figura 5.2 - Exemplo do sinal ultrassom Doppler.....	45
Figura 5.3 - Janela Supraesternal.....	46
Figura 5.4 - Filtragem do sinal Doppler.....	47
Figura 5.5 - (A) Sinal sem tratamento pelo programa WSE;(B) sinal filtrado pelo WSE.....	49
Figura 5.6 - Envoltória de frequência máxima.....	50
Figura 5.7 - Sonograma: três ciclos cardíacos; fluxo direto.....	51
Figura 5.8 - Envoltória de Frequência Máxima sem tratamento.....	51
Figura 5.9 - Envoltória de Velocidade Máxima (EVM) após <i>Wavelet</i>	52
Figura 5.10 - Envoltória de velocidade máxima final.....	52
Figura 5.11 - Sonograma com retas sobrepostas indicando o início e o fim de cada ciclo cardíaco.....	53
Figura 5.12 - Tempo t medido a partir do Sonograma para o cálculo da frequência cardíaca.....	54
Figura 5.13 - Medição da VSVE, na altura do anel valvar, pelo especialista.....	55
Figura 6.1- Diagrama de dispersão dos valores para o DC.....	58
Figura 6.2 - Gráfico das diferenças calculadas para cada amostra versus a média dos valores para o DC pelo EEP e algoritmo proposto. Média das diferenças (d), limite superior ($d + 2s$) e limite inferior ($d - 2s$) do intervalo de confiança (IC).....	59
Figura 6.3 - Envoltória com velocidade máxima menor que a estimada pelo EEP.....	62
Figura 6.4 – Sonograma com grande diferença entre o valor máximo da DEP (de cada ciclo cardíaco) e a DEP da frequência referente a velocidade máxima estimada pelo EEP.....	62
Figura 6.5 Sonograma com EVM traçada por especialista.....	63
Figura 6.6 Sonograma com EVM calculada pelo algoritmo proposto.....	64

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Velocidade das ondas de som em diferentes materiais.....	25
Tabela 3.2 – Coeficiente de atenuação para alguns tecidos	28
Tabela 3.3 – Coeficiente de não-linearidade para alguns materiais	29
Tabela 4.1 – Dcrítico do teste de Kolmogorov-Smirnov	42
Tabela 6.1 – Valores medidos e estimados para o diâmetro da VSVE	61
Tabela 6.2 – Frequências cardíacas calculadas por ambos os métodos e a diferença absoluta	64

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CW	<i>Continuos Wave</i>
DC	Débito Cardíaco
DCUCOC	Débito Cardíaco por Ultrassom Doppler de Ondas Contínuas
DEP	Densidade Espectral de potência
DTF	Distribuição em tempo-frequência
EEP	Exame ecocardiográfico padrão
EFM	Envoltória de frequência máxima
EVM	Envoltória de velocidade máxima
FC	Frequência cardíaca
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
IC	Intervalo de confiança
PCM	<i>Pulse Code Modulation</i>
PW	<i>Pulsed Wave</i>
SD	<i>Stroke Distance</i>
SV	<i>Stroke Volume</i>
TDF	Transformada discreta de Fourier
TF	Transformada de Fourier
TFTC	Transformada de Fourier de tempo curto
TW	Transformada <i>Wavelet</i>
VSVE	Via de saída do ventrículo esquerdo
VTI	Integral da curva de velocidade do fluxo sanguíneo
WSE	<i>WavPad Sound Edition</i>

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
1.1 Objetivo.....	14
1.2 Motivação.....	14
1.3 Publicação.....	15
1.4 Organização da dissertação	15
2 FISIOLOGIA DO SISTEMA CARDIOVASCULAR E O DÉBITO CARDÍACO	16
2.1 O sistema Cardiovascular.....	16
2.1.1 Componentes do Sistema Circulatório	16
2.2 Doenças associadas aos vasos sanguíneos do Sistema Cardiovascular.....	18
2.3 O Débito Cardíaco.....	21
2.3.1 O retorno venoso e os fatores que afetam o Débito Cardíaco	22
2.3.2 Métodos para a medição e monitorização do Débito Cardíaco	23
3 FÍSICA DAS ONDAS DE ULTRASSOM	24
3.1 O Ultrassom.....	24
3.1.1 Velocidade e fenômenos das ondas ultrassônicas	24
3.1.1.1 Velocidade de propagação, reflexão e refração.....	24
3.1.1.2 Atenuação, Absorção e Espalhamento	27
3.1.1.3 Propagação em tecidos biológicos	28
3.2 O Efeito Doppler.....	30
3.2.1 Observador em movimento	30
3.2.2 Transmissor em movimento	31
3.2.3 O Efeito Doppler na medição da velocidade do fluxo sanguíneo	32
4 FUNDAMENTOS TEÓRICOS DAS TÉCNICAS UTILIZADAS NO PROCESSAMENTO DO SINAL	35
4.1 A Transformada de Fourier.....	35
4.2 A Transformada de Fourier de Tempo Curto.....	36
4.3 A Transformada <i>Wavelet</i>	38
4.4 Método Geométrico.....	39
4.5 Método Doppler Ecocardiográfico Tradicional	40
4.6 Teste de Kolmogorov-Smirnov	42
5 METODOLOGIA	44
5.1 Aquisição e discretização das amostras.....	45
5.2 Filtragem e Amplificação do sinal	47
5.3 Estimação da Densidade espectral de potência e o cálculo da envoltória de frequência máxima... 48	
5.4 O Sonograma e a Envoltória de Velocidade Máxima	50
5.5 Cálculo do VTI e Frequência Cardíaca	53
5.6 O exame ecocardiográfico padrão, o algoritmo proposto e cálculo do Débito Cardíaco.....	54
6 RESULTADOS E DISCUSSÃO	57
7 CONCLUSÃO	65
7.1 Trabalhos Futuros.....	65
REFERÊNCIAS	67
APÊNDICE - Termo de Consentimento livre e esclarecido	70

1 INTRODUÇÃO

Em meados da década de cinquenta do século passado, Satomura (1957) foi o primeiro a notar que o efeito Doppler¹ também ocorre quando um sinal transmitido por ondas de ultrassom contínuas (*Continuous Wave - CW*), ou pulsadas (*Pulsed Wave - PW*), é refletido pelas células vermelhas do sangue (eritrócitos). Este pesquisador percebeu que o sinal recebido apresenta uma frequência diferente do sinal transmitido, sendo esta diferença, entre as frequências destes sinais, conhecida como desvio de frequência Doppler, ou apenas desvio Doppler. Este desvio de frequência é proporcional à velocidade dos eritrócitos que estão em suspensão no fluxo sanguíneo. Assim, desde então, novas pesquisas são continuamente realizadas para o aprimoramento das técnicas de processamento destes sinais e da instrumentação para as aplicações na área médica. A revisão de George e Kim (GEORGE e KIM, 1999) aborda alguns avanços tecnológicos na área.

A pesquisa e contribuição de Satomura possibilitaram o desenvolvimento de equipamentos de ultrassom Doppler que proporcionam a medição da velocidade do fluxo sanguíneo, obtenção de parâmetros hemodinâmicos e detecção de alterações em enfermidades associadas ao sistema cardiovascular, de forma não-invasiva. Em Ricci (RICCI *et al*, 2008) apresenta-se um sistema de ultrassom Doppler 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 García (GARCÍA *et al*, 2006) é apresentado o projeto de um sistema Doppler portátil para medição de fluxo sanguíneo, implementado de forma a permitir a realização do exame com uso de um *notebook* e, em Huang (HUANG *et al*, 2012), o sistema de ultrassom Doppler foi projetado utilizando-se um *smartphone*. Em Zabihian (ZABIHIAN *et al*, 2011a) apresentam-se soluções relacionadas ao transdutor e a diminuição no nível de ruído dos sinais de um sistema de ultrassom Doppler portátil, dedicado à medição do fluxo sanguíneo durante uma cirurgia de enxerto coronário.

Contudo, nenhum dos trabalhos supracitados abordou a medição do débito cardíaco, o foco deste trabalho. A avaliação quantitativa do fluxo sanguíneo pelo débito cardíaco é de grande importância, para a medicina, uma vez que os distúrbios cardiovasculares alteram o valor desta variável hemodinâmica. Estes distúrbios representam 65% do total de óbitos na faixa etária de 30 a 69 anos, atingindo a população adulta em plena fase produtiva, havendo impacto inclusive na economia. No Brasil, dados do Instituto Nacional de Seguridade Social

¹A definição do efeito Doppler é apresentada no capítulo 3, seção 3.2.

(INSS), demonstram que 40% das aposentadorias precoces decorreram dessas doenças. (BRASIL, 2001).

1.1 Objetivo

Este trabalho tem como objetivo a implementação de um algoritmo que, através do processamento digital de sinais de ultrassom Doppler contínuos do fluxo sanguíneo, permita calcular o Débito Cardíaco. Esta variável hemodinâmica é calculada pelo algoritmo de maneira automática, ou seja, sem a necessidade de realizar cálculos e medições em imagens de forma manual, como requer o exame ecocardiográfico padrão.

1.2 Motivação

Uma das principais variáveis hemodinâmicas do organismo humano é o Débito Cardíaco (DC). Este constitui um elemento diagnóstico básico para determinação da melhor conduta clínica, influenciando as indicações para internamentos em Unidades de Tratamento Intensivo, para as intervenções cirúrgicas e outros procedimentos.

Atualmente, para a medição e monitorização do Débito Cardíaco, o método referência é a Termodiluição, realizada através da introdução do catéter de Swan-Ganz (MITUSHIMA, 2003). Entretanto, por se tratar de um exame invasivo, a utilização deste procedimento envolve diversos riscos, tornando a sua indicação limitada aos pacientes com casos graves e restrito a ambientes hospitalares. Por outro lado, o DC pode ser medido de forma não-invasiva e *off-line*, através de exames ecocardiográficos padrão utilizando-se o método Doppler ecocardiográfico tradicional. Porém, na realização destes exames, utilizam-se equipamentos que exigem do operador conhecimento prévio sobre: modos de operação, identificação e medição (na imagem) do diâmetro da via de saída do ventrículo esquerdo, identificação e traçado do contorno da área correspondente a sístole ventricular no sonograma e a equação para calcular, manualmente o DC (Oh *et al* , 1999).

Assim, este trabalho, através da análise e estudo das técnicas envolvidas no processamento dos sinais de ultrassom Doppler contínuos, desenvolve um algoritmo que tem como objetivo automatizar execução deste exame em relação ao cálculo do DC. Este

algoritmo é a primeira etapa para a produção de um software que possa ser incorporado em um monitor de Débito Cardíaco por Ultrassom Doppler de Ondas Contínuas (DCUDOC), não invasivo, portátil, com tecnologia nacional e de baixo custo. O DCUDOC possibilitaria a medição e monitorização de DC em ambientes como consultórios e em trabalhos de campo.

1.3 Publicação

O presente trabalho originou o artigo Brandão *et al*(2012). Este artigo foi publicado nos anais do XIX Congresso Brasileiro de Automática – CBA 2012, realizado entre 02 a 06 de setembro de 2012 em Campina Grande – PB.

1.4 Organização da dissertação

O trabalho está organizado em sete capítulos. No primeiro capítulo apresentam-se alguns trabalhos voltados para o desenvolvimento de equipamentos de ultrassom Doppler e as suas aplicações. Em seguida, aborda-se o objetivo e a justificativa do trabalho.

No segundo, terceiro e quarto capítulos apresentam-se a análise biológica, a física das ondas de ultrassom em tecidos biológicos e os métodos e técnicas utilizadas no processamento do sinal de ultrassom Doppler, respectivamente. Nestes capítulos apresentam-se os fundamentos teóricos necessários para a compreensão e desenvolvimento deste trabalho.

A metodologia utilizada é apresentada, em seguida, no quinto capítulo. Neste, descrevem-se as etapas utilizadas no processamento digital dos sinais de ultrassom Doppler para a implementação do algoritmo proposto.

No sexto capítulo, realiza-se a discussão e apresentação dos resultados obtidos.

Por fim, no sétimo capítulo, apresentam-se as conclusões na finalização do trabalho, assim como, os trabalhos futuros propostos.

2 FISIOLOGIA DO SISTEMA CARDIOVASCULAR E O DÉBITO CARDÍACO

Neste capítulo são apresentados os conceitos fundamentais e tópicos sobre a fisiologia do sistema cardiovascular e débito cardíaco. Esta fundamentação teórica faz-se necessária para a compreensão e desenvolvimento do presente trabalho.

2.1 O sistema Cardiovascular

O sistema cardiovascular ou aparelho circulatório é uma extensa rede composta por vasos de diversos tipos e calibres, nos quais flui o sangue bombeado pelo coração. A função deste sistema é atender as necessidades dos tecidos através do transporte de gases, nutrientes, hormônios, produtos de excreção ou resíduos metabólicos, para descarte, e regulação da temperatura corporal provendo ótimas condições para o funcionamento e sobrevivência das células dos tecidos. Este aparelho é dividido em duas partes: a Circulação Sistemática ou Grande Circulação e a Circulação Pulmonar ou Pequena Circulação. A Grande Circulação é responsável por enviar, pelas artérias, o sangue oxigenado a todos os tecidos do corpo humano com exceção dos pulmões. A Pequena Circulação é responsável por conduzir o sangue venoso, rico em gás carbônico e pobre em oxigênio, para os pulmões. O sistema cardiovascular é cíclico. O sangue é enviado aos pulmões, na Pequena circulação, que devolve para o lado esquerdo do coração o sangue arterial, rico em oxigênio, que supre os tecidos do organismo através da Grande Circulação. O sistema cardiovascular é ilustrado na Figura 2.1 (GUYTON e HALL, 2002).

2.1.1 Componentes do Sistema Circulatório

O aparelho circulatório é composto pelo coração, veias, vênulas, artérias, arteríolas e capilares. As artérias são os vasos responsáveis por transportar o sangue, sob alta pressão, rico em oxigênio, para os tecidos do organismo e possuem paredes vasculares resistentes. As veias, ao contrário das artérias, são os vasos responsáveis pelo retorno do sangue pobre em oxigênio, ao coração, e possuem paredes vasculares delgadas devido à baixa pressão nestes

vasos. Diferente dos componentes comentados anteriormente, os capilares tem como função realizar a troca de substâncias entre o sangue e o líquido intersticial. As vênulas e as arteríolas possuem funções relacionadas aos capilares que são: coletar o sangue dos capilares e controlar a intensidade do fluxo sanguíneo para os capilares respectivamente. O coração tem como função bombear o sangue que será transportado pelos vasos para os órgãos periféricos e para o pulmão. Este órgão muscular oco está localizado sob o osso esterno no meio do peito, com um pequeno deslocamento para a esquerda. A Figura 2.2 ilustra a vista posterior do coração. (GUYTON e HALL, 2002).

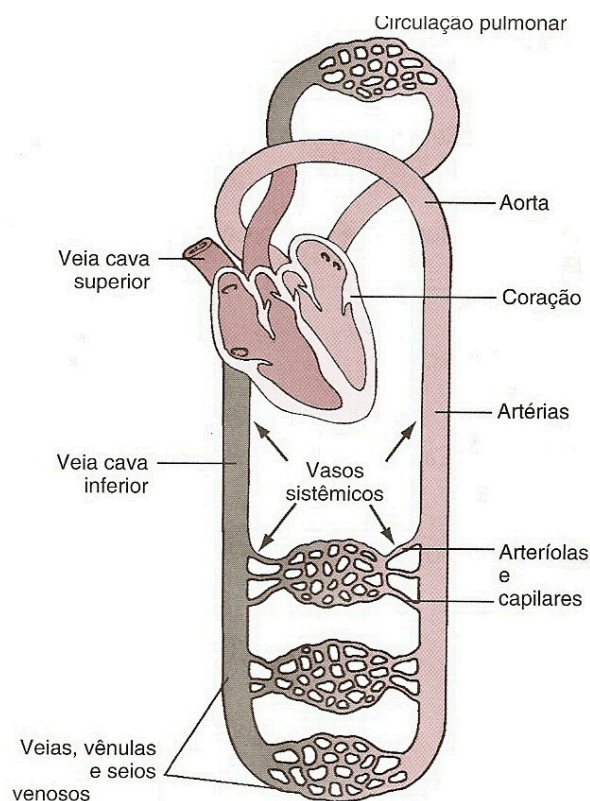


Figura 2.1 - Sistema Cardiovascular.
Ilustração adaptada de Guyton & Hall

O coração é constituído por quatro câmaras: dois átrios e dois ventrículos. Os átrios se comunicam com ventrículos através das válvulas mitral e tricúspide. O ventrículo esquerdo recebe o sangue do átrio esquerdo, através da válvula mitral e bombeia o sangue para o corpo através da artéria Aorta, sendo chamado este processo de grande circulação. O ventrículo direito recebe, através da válvula tricúspide, o sangue que vem do átrio direito e bombeia para os pulmões através da artéria pulmonar. Esta é a circulação pulmonar ou pequena circulação.

O ciclo cardíaco consiste em um período de relaxamento das câmaras, chamado diástole, no qual estas se enchem de sangue, seguido de um período de contração das mesmas, chamado sístole, no qual o sangue é bombeado pelo coração. (GUYTON e HALL, 2002).

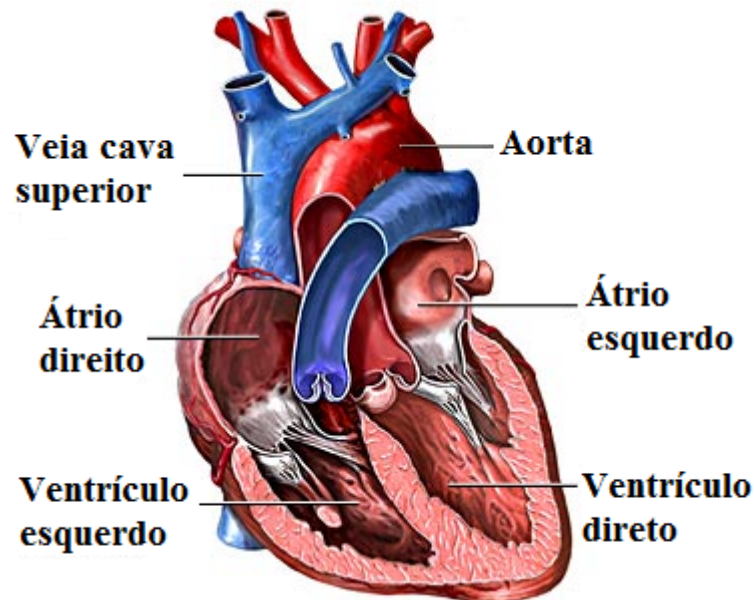


Figura 2.2 - Vista posterior do coração.
Ilustração adaptada de Universidad de Cádiz

2.2 Doenças associadas aos vasos sanguíneos do Sistema Cardiovascular

Os distúrbios vasculares alteram o débito cardíaco, que é praticamente constante em pessoas saudáveis, e são a principal causa de morte entre todos os tipos de doença humana. Estes distúrbios ocorrem através de dois mecanismos: a obstrução ou estreitamento da luz dos vasos e o enfraquecimento das paredes dos vasos. A obstrução ou estreitamento provoca uma deficiência do fluxo sanguíneo para o tecido, suprido pelo vaso com o distúrbio, podendo vir a provocar a morte do tecido. Ao contrário do primeiro mecanismo, o enfraquecimento pode vir a provocar a ruptura do vaso doente. (COTRAN *et al*, 2000; GUYTON e HALL, 2002).

Débitos cardíacos patologicamente altos estão associados a doenças como o Hipertireoidismo e a Anemia (GUYTON e HALL, 2002). Enquanto débitos cardíacos patologicamente baixos estão associados a duas categorias de condições: os que provocam baixa eficiência dos batimentos cardíacos e os que provocam baixo retorno venoso. Na

primeira categoria, a diminuição do valor do DC é proveniente de uma lesão grave sofrida pelo coração que tem como consequência a diminuição do seu limite de bombeamento para abaixo do fluxo sanguíneo necessário para suprir as necessidades de todos os tecidos. Algumas doenças associadas a esta categoria são a valvulopatia cardíaca grave e a miocardite. (COTRAN *et al*, 2000).

Alguns dos fatores associados à segunda categoria são: redução do volume sanguíneo, dilatação venosa aguda e a obstrução das grandes veias. Em relação ao primeiro fator desta categoria, a hemorragia é a principal causa, e a diminuição do DC ocorre, pois a perda do volume de sangue no sistema vascular é tão grande que não há como criar pressões vasculares periféricas, com a quantidade de sangue restante, necessárias para que o sangue retorne ao coração. A dilatação venosa aguda (segundo fator), está associada a inatividade súbita do sistema nervoso simpático que provoca a dilatação dos vasos periféricos, principalmente, das veias, que pela flacidez, o sangue não consegue mais criar a pressão necessária nos vasos para retornar ao coração. O último fator citado, a obstrução das grandes veias, está associado à coagulação do sangue e a Trombose (evolução da Aterosclerose) que causam a obstrução total da luz do vaso fazendo com que o DC caia acentuadamente. (GUYTON e HALL, 2002).

Entre os distúrbios associados aos vasos sanguíneos, a Aterosclerose tem a maior ocorrência de casos e ostenta o título da maior causa de morte no mundo ocidental. A Aterosclerose é uma doença que afeta, principalmente, as artérias de grande e médio calibres, como a Aorta e as Coronárias. Este distúrbio faz com que estas artérias percam a elasticidade de suas paredes, e caracteriza-se pela ocorrência da formação de placas gordurosas, oriundas de lesões na camada subendotélio do vaso, que evoluem gradativamente para placas fibrosas ao decorrer dos anos. Na Figura 2.3 ilustra-se a evolução da Aterosclerose que começa geralmente na infância e continua evoluindo a partir dos 30 anos, acumulando mais lipídeos, e geralmente a partir dos 45 anos pode ocorrer a ruptura da placa arteriosclerótica obstruindo totalmente a luz do vaso e evoluindo para uma trombose. (COTRAN *et al*, 2000).

As artérias que geralmente são mais afetadas pela Aterosclerose transportam o sangue para o coração, rins, membros inferiores, cérebro e intestino delgado. A depender da artéria afetada, tem-se como consequência; o infarto do miocárdio, aneurismas na aorta e infarto cerebral (acidente vascular cerebral).

No momento que a Aterosclerose evolui para uma Trombose e o paciente apresenta os sintomas como dor em repouso, a doença tem que ser tratada cirurgicamente. Entre as opções de procedimento estão a Ponte e Cateterismo. No Cateterismo, um cateter é introduzido para

identificar a área obstruída e ampliar ou reabrir a luz do vaso através de um balão que ao ser inflado elimina a placa aterosclerótica. A Ponte consiste na construção de um caminho alternativo, da área infartada, para a circulação do sangue. Esta pode ser feita com um pedaço da veia safena da perna, das artérias mamárias ou artéria radial. (COTRAN *et al*, 2000).

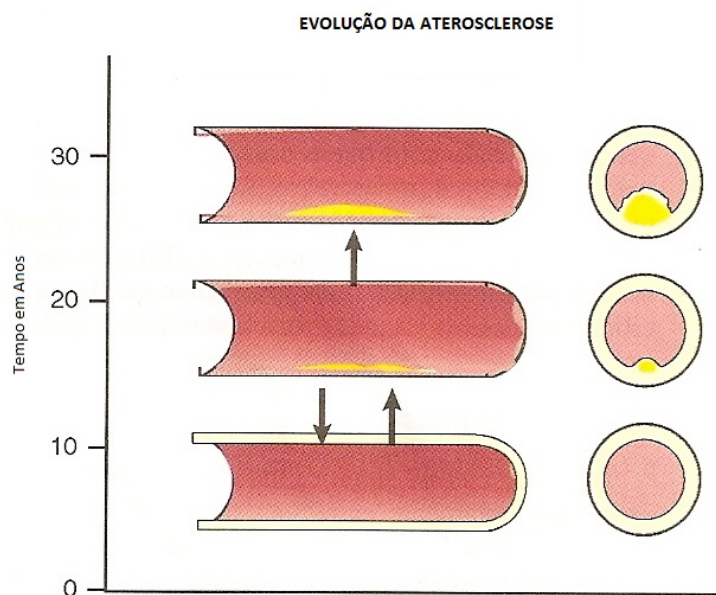


Figura 2.3 - Evolução da Aterosclerose de 0 à 30 anos de idade.
Ilustração adaptada de Cotran

A obstrução da luz dos vasos ou estenoses, por doenças como a aterosclerose, altera o perfil do fluxo sanguíneo que, em condições normais e na maior parte do sistema cardiovascular, exceto em bifurcações, possui perfil laminar e parabólico. O perfil do fluxo sanguíneo, devido à obstrução do vaso, passa a ser turbulento (EVANS e MCDICKEN, 2000; KLABUNDE, 2005). Estas obstruções podem ser identificadas por ultrassom, pois na região de ocorrência de uma estenose identifica-se a perda da forma característica do sonograma. A Figura 2.4 ilustra estes perfis.

Portanto, para a obtenção de diagnósticos sobre a condição das artérias, em relação ao fluxo sanguíneo, os métodos mais comumente utilizados pelos especialistas em medicina cardiovascular são: a Angiografia convencional (método referência), Angiografia por ressonância magnética, e por Ultrassom Doppler. A Angiografia convencional é um exame de alto custo e por ser invasivo o paciente pode vir a óbito durante o procedimento, sendo os

sistemas de ultrassom Doppler uma alternativa que tem como grande vantagem ser não-invasivo.

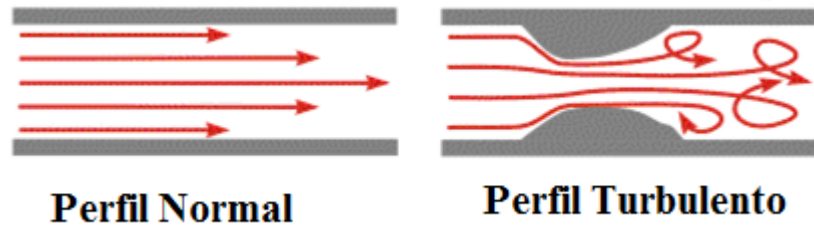


Figura 2.4 - Perfis do fluxo sanguíneo
Ilustração adaptada de Klabunde

2.3 O Débito Cardíaco

Uma das principais variáveis hemodinâmicas do organismo humano é o Débito Cardíaco (DC). Este constitui um elemento diagnóstico básico para determinação da melhor conduta clínica, influenciando as indicações para internamentos em Unidades de Tratamento Intensivo, para as intervenções cirúrgicas e outros procedimentos.

O DC é definido como o volume de sangue bombeado pelo coração, ou ejetado pelo ventrículo esquerdo, para a artéria aorta, por unidade de tempo, objetivando atender as necessidades de todos os tecidos do organismo. Normalmente um indivíduo saudável, adulto, em repouso, tem um débito cardíaco na faixa entre quatro e seis litros por minuto e durante um exercício intenso o seu DC pode ser entre quatro a sete vezes o seu valor em repouso (GUYTON e HALL, 2002). Matematicamente, o DC é definido como:

$$DC = V_s F_c \quad (2.1)$$

sendo V_s o volume sistólico e F_c a frequência cardíaca.

Como o V_s pode ser definido como (HUNSTSMAN *et al*, 1983):

$$V_s = V_{mfs} T_e A_{st} \quad (2.2)$$

sendo V_{mfs} a velocidade média do fluxo sanguíneo, T_e o tempo de ejeção e A_{st} a área de secção transversa da via de saída. Então, o DC pode ser calculado por:

$$DC = V_{mfs} T_e A_{st} F_c \quad (2.3)$$

2.3.1 O retorno venoso e os fatores que afetam o Débito Cardíaco

A quantidade de sangue bombeado, por minuto, pelo ventrículo do coração, é determinada, primariamente, pelo volume de sangue que flui nas veias para o átrio direito proveniente de todos os segmentos teciduais da circulação periférica do organismo. Este volume de sangue que retorna pelas veias é chamado de retorno venoso. Portanto, o DC e o retorno venoso são praticamente iguais, exceto por algumas batidas em que o sangue é armazenado por um intervalo de tempo ou removido dos pulmões e do coração. (GUYTON e HALL, 2002).

O valor do DC é influenciado pela idade, sexo, tamanho corporal, nível de metabolismo do corpo e pelo nível do exercício. Em relação ao sexo, os homens apresentam DC maior, de 10 a 20%, que as mulheres, sendo o valor do DC para homens, geralmente, 5,6 L/min e, para mulheres, 4,9L/min. Em relação à idade, à medida que as pessoas envelhecem o débito cardíaco também diminui. Ao contrário da idade, maior será o DC quando maior for o nível de metabolismo, o tamanho corporal e o grau de esforço do exercício. (GUYTON e HALL, 2002).

2.3.2 Métodos para a medição e monitorização do Débito Cardíaco

Atualmente, para a monitorização do Débito Cardíaco, o método referência chamado de padrão ouro, é realizado através da introdução do cateter de Swan-Ganz (Termodiluição). Neste método, o cateter introduzido passa por dentro das câmaras do lado direito até a artéria, como ilustrado na Figura 2.5. Os primeiros cateteres não possibilitavam que a monitorização do DC fosse realizada de forma contínua, entretanto, o avanço tecnológico permitiu o desenvolvimento de novos modelos que tornaram a monitorização contínua possível.

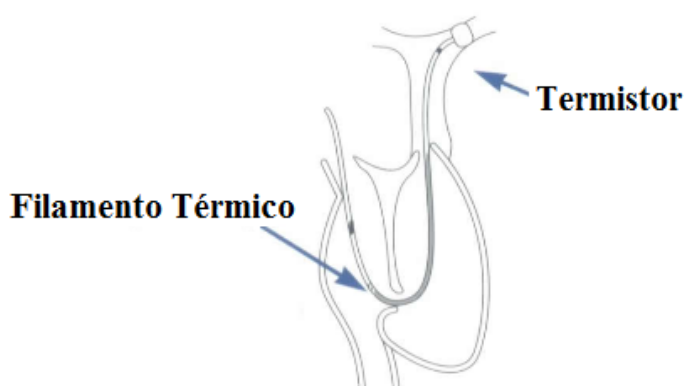


Figura 2.5 – Cateter introduzido
Ilustração adaptada de Mitushima

Na monitorização do débito cardíaco pela técnica da Termodiluição de forma contínua, um filamento térmico que envolve o cateter, localizado no ventrículo direito, é aquecido com temperatura controlada por um sistema computacional. Próximo à ponta do cateter há um termistor para capturar a variação da temperatura no local quando ocorre a passagem do sangue e assim reproduzir a curva de Termodiluição do Débito Cardíaco (MITUSHIMA, 2003).

A utilização deste procedimento envolve muitos riscos, tornando a sua indicação limitada aos pacientes com casos graves, por tratar-se de um procedimento cirúrgico invasivo. Por outro lado, o DC pode ser medido através de exame ecocardiográfico padrão utilizando-se equipamentos de Ultrassom Doppler por Ondas Contínuas. Este, por ser um método não-invasivo, não tem a sua indicação limitada apenas aos pacientes em estado grave e restrito apenas a ambientes hospitalares. O único desconforto é a pressão do transdutor no peito quando é realizada a aferição do DC.

3 FÍSICA DAS ONDAS DE ULTRASSOM

Neste capítulo abordam-se os fundamentos teóricos relacionados às ondas de ultrassom e o seu comportamento ao propagarem-se em tecidos biológicos.

3.1 O Ultrassom

As ondas sonoras são classificadas como mecânicas, propagam-se somente em meios materiais, e são oriundas de vibrações em objetos ocorridas quando há uma diferença de pressão em meios elásticos. Estas ondas podem ser classificadas, em relação a forma, como longitudinais, pois o movimento oscilatório das partículas do meio é na mesma direção de sua propagação.

O ultrassom são ondas sonoras com frequência superior a 20kHz, acima da faixa audível do ser humano, que está entre 20Hz e 20kHz. Essas ondas são geradas a partir das vibrações do material piezoelétrico, do transdutor, como resposta a um impulso elétrico. Nos sistemas por ultrassom Doppler, para monitorização de débito cardíaco, o transdutor emite ondas ultrassônicas na faixa de frequência de 2 a 15MHz (SHUNG, 2006). Estes sistemas podem funcionar em modo contínuo (CW) ou pulsado (PW), sendo CW o modo utilizado neste trabalho.

No modo contínuo, utilizam-se dois cristais piezoelétricos, sendo um destes para transmissão das ondas de ultrassom e o outro para a recepção do sinal de ultrassom Doppler de forma contínua. O cristal transmissor é excitado, geralmente, por um sinal com frequência na faixa entre 2 a 5MHz.

3.1.1 Velocidade e fenômenos das ondas ultrassônicas

3.1.1.1 Velocidade de propagação, reflexão e refração

A velocidade da onda de ultrassom depende da compressibilidade e da densidade do meio no qual está se propagando. Quanto maior for a densidade do meio, maior será a

velocidade de propagação da onda ultrassônica, mas, em relação a compressibilidade estas ondas apresentam comportamento contrário. A velocidade destas ondas, c , longitudinais em líquidos ou tecidos é definida por (EVANS e MCDICKEN, 2000):

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \quad (3.1)$$

sendo K o chamado módulo de compressibilidade (*Bulk modulus*) e ρ a densidade do meio.

O módulo de compressibilidade é calculado por (EVANS e MCDICKEN, 2000):

$$K = - \frac{P}{\frac{\Delta V}{V}} \quad (3.2)$$

sendo P a pressão aplicada e $\frac{\Delta V}{V}$ a variação de volume relativa do fluido ou do sólido.

A velocidade de propagação da onda em um meio elástico e isotrópico, c , está relacionada também com a sua frequência e o seu comprimento de onda, sendo a velocidade igual a multiplicação destes parâmetros (KERUT *et al*, 2004).

A Tabela 3.1 apresenta a velocidade da onda de ultrassom em alguns materiais que compõem o corpo do ser humano.

Tabela 3.1 – Velocidade das ondas de som em diferentes materiais.

Material	Velocidade (m/s)
Tecidos moles	1540 (média)
Sangue	1570 (média)
Ossos	3500
Gordura	1450
Cartilagem	1660

Obs: tabela adaptada de Evans e Mcdicken(2000).

A velocidade de propagação das ondas de ultrassom no sangue está na faixa entre 1540 e 1600m/s (EVANS e MCDICKEN, 2000; GARCÍA *et al.*, 2006), tendo valor médio igual a 1570m/s, conforme indicado na Tabela 3.1. Porém, no cálculo do desvio de frequência

Doppler, na equação 3.12 da seção 3.2, adota-se a velocidade da onda ultrassônica no meio como o valor da velocidade média desta onda nos tecidos moles, ao invés da velocidade no sangue. A comunidade científica adota esta velocidade para compensar o erro oriundo da refração da onda de ultrassom entre o tecido e a parede do vaso, devido à incerteza no ângulo medido entre o feixe ultrassônico e o eixo do vaso sanguíneo. Esta substituição pode ser realizada sem comprometer o cálculo do desvio Doppler, e isto é comprovado pela lei da refração (Snell), como apresentado por Evans (EVANS e MCDICKEN, 2000).

Quando uma onda ultrassônica plana incide na superfície que separa dois meios de densidades diferentes, ρ_1 e ρ_2 , com um ângulo de incidência, θ_i , diferente de 90° , parte da energia desta onda será refletida, com ângulo θ_r , e outra parte será transmitida para o segundo meio, com ângulo θ_t , em relação a reta normal com a superfície, como está ilustrado na Figura 3.1 (EVANS e MCDICKEN, 2000; KERUT *et al*, 2004).

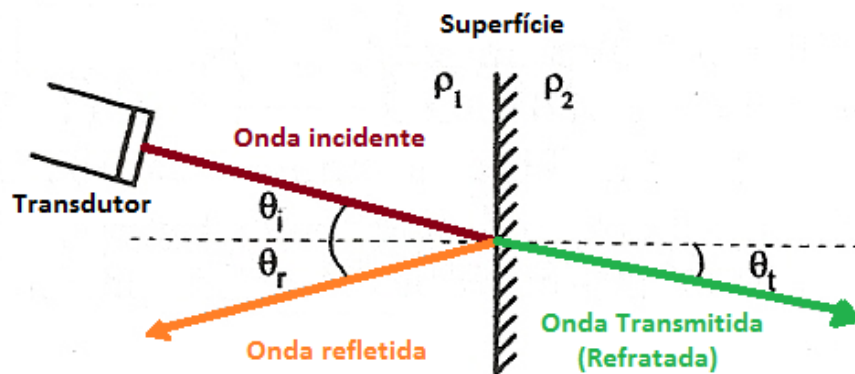


Figura 3.1 – A reflexão e a refração de uma onda incidente
Ilustração adaptada de Evans e Mcdicken.

Conforme a Lei da Refração de Snell, a relação entre o ângulo da onda incidente e o ângulo da onda transmitida é dada por (EVANS e MCDICKEN, 2000; KERUT *et al*, 2004):

$$\frac{\text{sen}(\theta_i)}{\text{sen}(\theta_t)} = \frac{c_i}{c_t} \quad (3.3)$$

sendo c_i a velocidade da onda no meio de incidência e c_t a velocidade no meio da onda transmitida.

3.1.1.2 Atenuação, Absorção e Espalhamento

A atenuação é um parâmetro que indica a quantidade de perda de energia da onda em função da distância de propagação. As ondas ultrassônicas ao se propagarem por um meio heterogêneo, como o corpo humano, são atenuadas e essa perda de energia está associada aos fenômenos da reflexão, absorção e do espalhamento. Na reflexão e no espalhamento, a atenuação está relacionada à redistribuição da energia da onda incidente (SHUNG, 2006).

O espalhamento do sinal ocorre quando uma onda de ultrassom incide sobre um objeto de dimensões menores que o seu comprimento de onda, fazendo com que uma parte da sua energia seja absorvida e a outra parte dividida (espalhada) em várias direções. Para os sistemas ultrassom Doppler, o espalhamento das ondas ultrassônicas é fundamental, pois o cálculo do desvio de frequência Doppler é baseado nas ondas (ecos de retorno) oriundas do espalhamento das ondas emitidas, pelo transdutor, nas células vermelhas em suspensão no sangue. (EVANS e MCDICKEN, 2000).

A reflexão, ao contrário do espalhamento, ocorre quando uma onda incide sobre um objeto de dimensões muito maiores que o seu comprimento de onda. Na propagação das ondas de som, no corpo humano, parte da energia é perdida devido a reflexões especulares nas superfícies entre duas camadas de tecidos diferentes. Diferente da reflexão e do espalhamento, nos quais a energia é redistribuída, a absorção é o processo no qual uma parte da energia da onda, em propagação, é absorvida pelo meio e convertida em calor (SHUNG, 2006).

Nos sistemas ultrassom Doppler, como o transdutor emite ondas ultrassônicas em uma frequência menor que 15MHz, a absorção ocorre principalmente devido ao mecanismo de relaxamento. Quando uma onda de som propaga-se em um meio, as moléculas são deslocadas e depois de um determinado intervalo de tempo t , chamado de tempo de relaxamento, voltam a sua posição inicial. Assim, quando o tempo de relaxamento é comparável ao período da onda, que propaga-se no meio, a molécula não terá retornado para a sua posição inicial quando o segundo ciclo chegar e estará se movimentando na direção contrária, fazendo com que esta segunda onda gaste mais energia para reverter a direção de movimento da molécula.

A absorção será máxima quando o movimento de relaxamento estiver completamente fora de sincronismo com a onda que se propaga no meio. Nos tecidos, a absorção aumenta rapidamente com o aumento da frequência quando acima da faixa normalmente utilizada em

sistemas ultrassom Doppler. Na Tabela 3.2 apresentam-se os coeficientes de atenuação para alguns tipos de tecidos (SHUNG, 2006).

Tabela 3.2 – Coeficiente de atenuação para alguns tecidos.

Tecido	Coeficiente de atenuação (dB / cm)
Sangue	0.2
Gordura	0.6
Tecidos moles (valor médio)	0.7
Cérebro (adulto)	0.8

Obs: dados retirados de Evans e Mcdicken (2000).

Portanto, a atenuação limita a profundidade de operação do ultrassom no corpo humano. Em sistemas ultrassom Doppler, geralmente, são utilizadas ondas com 8MHz para medições em vasos superficiais e ondas com 2MHz para vasos profundos.

3.1.1.3 Propagação em tecidos biológicos

Estas ondas ao se propagarem por um meio elástico e isotrópico, como a água e os tecidos biológicos, apresentam comportamento não-linear (SHUNG, 2006).

As ondas de ultrassom propagam-se não linearmente neste meio devido à variação da sua velocidade provocada pela variação da pressão. No semiciclo positivo de pressão da onda sobre o meio, as velocidades são maiores que no semiciclo negativo de pressão. À medida que a distância entre a fonte e a onda (profundidade no tecido) aumenta, os semiciclos positivos e negativos da onda se aproximam resultando na distorção da mesma, gerando harmônicas de alta frequência, até apresentar a forma dente de serra e posteriormente exibir descontinuidades abruptas. A partir deste momento, com incremento da distância, as harmônicas de alta frequência começam a ser atenuadas e a onda volta a ter a forma de uma senóide. A Figura 3.2 ilustra a propagação não-linear da onda ao se propagar na água (EVANS e MCDICKEN, 2000; SHUNG, 2006).

Uma onda ultrassônica de 2MHz, propagando-se na água, apresenta descontinuidades e volta a ter a forma de uma senóide atenuada em respectivamente 6cm e 15cm de profundidade. Observa-se este comportamento de propagação não-linear das ondas de ultrassom, mais rapidamente, com o aumento da amplitude e da frequência da onda. Assim, incrementando-se o valor destes parâmetros, as profundidades seriam menores para se

observar ondas com discontinuidades e com forma de senóides atenuadas. Quanto menos denso for o meio, mais rapidamente aparecerão as discontinuidades, pois as componentes de alta frequência são menos atenuadas. Portanto, as discontinuidades aparecem com maior rapidez na água que nos tecidos (EVANS e MCDICKEN, 2000).

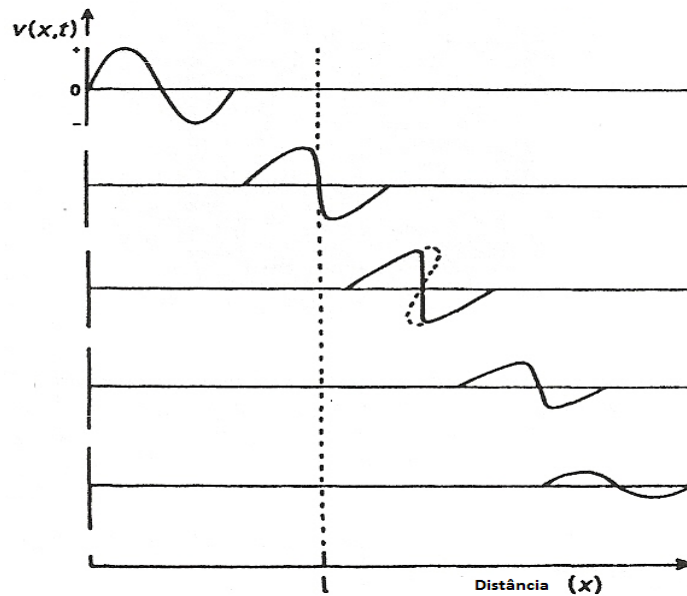


Figura 3.2 – Propagação não linear da onda ultrassônica.
Ilustração retirada de Evans e Mcdicken.

O comportamento não-linear de um meio fluido isotrópico é expresso pelo parâmetro de não-linearidade do meio, B / A , que descreve a distorção que sofre a onda ao se propagar nele. Este parâmetro, que define o grau de não-linearidade do meio, é obtido através da relação entre a pressão e a densidade, expressa pela expansão de Taylor de segunda ordem, ou pela medição da segunda harmônica da onda em condições controladas, eliminando o efeito da absorção. Na Tabela 3.3 tem-se o valor de parâmetro de não-linearidade para alguns materiais (EVANS e MCDICKEN, 2000; SHUNG, 2006).

Tabela 3.3 – Coeficiente de não-linearidade para alguns materiais

Material	B / A
Água	5,0
Sangue	6,3
Fígado	7,8
Gordura	11,1

Obs: tabela retirada de Evans e Mcdicken(2000).

O parâmetro de não-linearidade para tecidos moles variam entre 6 e 11 (SHUNG, 2006).

3.2 O Efeito Doppler

O Efeito Doppler é a variação percebida, por um observador, na frequência da onda transmitida quando há um movimento relativo entre a fonte da onda (o transmissor) e este observador. Quando a fonte se aproxima do observador, a variação de frequência é positiva e, portanto, a frequência recebida é maior que a transmitida. Assim, à medida que a distância entre o transmissor e o observador aumenta, a variação da frequência será negativa e menor será a frequência da onda percebida pelo observador (EVANS e MCDICKEN, 2000; ROUTH,1996; SHUNG, 2006).

3.2.1 Observador em movimento

A Figura 3.3 ilustra o observador movimentando-se em direção ao transmissor (fonte) e o comportamento das ondas de ultrassom transmitidas pela fonte. Nesta situação, o intervalo de tempo entre a chegada de cada onda ao observador diminui, provocando o aumento do número de ciclos por segundo das ondas percebidas pelo observador.

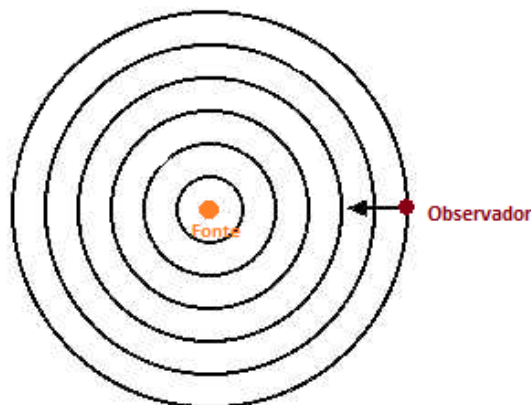


Figura 3.3 - Efeito Doppler com movimento do observador.
Ilustração adaptada de Iazzeta.

Matematicamente, a frequência da onda recebida, F_r , pelo observador, é definida por (EVANS e MCDICKEN, 2000; IAZZETA, 2000; SHUNG, 2006):

$$F_r = F_t \frac{(c+v)}{c} \quad (3.4)$$

sendo c a velocidade da onda no meio, v a velocidade do observador e F_t é a frequência da onda transmitida.

Se houver um ângulo, θ , diferente de zero, entre a direção do vetor velocidade do observador e a direção de propagação da onda, a velocidade, v , na equação 3.4, é substituída pela componente da velocidade na direção de propagação da onda, $v \cdot \cos(\theta)$. Assim temos,

$$F_r = F_t \frac{(c+v \cos(\theta))}{c} \quad (3.5)$$

Quando o observador está deslocando-se no sentido oposto ao da fonte, a velocidade passa a ter sinal negativo nas equações 3.4 e 3.5.

Definida a frequência recebida, o deslocamento ou desvio Doppler, F_d , é a diferença entre a frequência transmitida e a recebida.

Assim, a equação para cálculo do deslocamento Doppler é definida como:

$$F_d = F_r - F_t = F_t \frac{(v \cos(\theta))}{c} \quad (3.6)$$

3.2.2 Transmissor em movimento

Quando a fonte movimenta-se em direção ao observador, as ondas, oriundas da fonte, têm seus centros de emissão deslocados em direção a ele (ondas mais comprimidas), como ilustrado na Figura 3.4. Nesta situação, a frequência das ondas percebida pelo observador é maior que a frequência das transmitidas pela fonte.

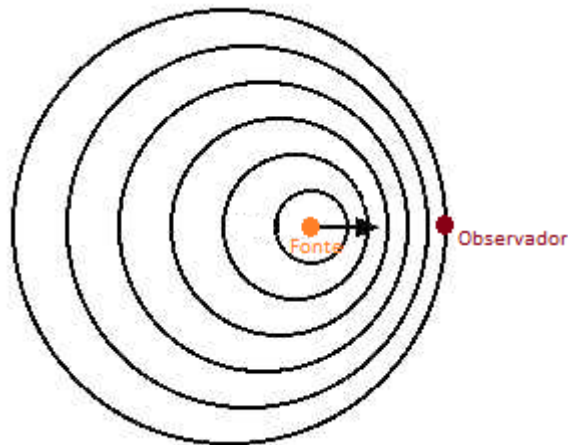


Figura 3.4 - Efeito Doppler com fonte em movimento.
Ilustração adaptada de Iazzeta

A frequência da onda recebida F_r , pelo observador, é definida por (EVANS e MCDICKEN, 2000; IAZZETA, 2000; SHUNG, 2006).

$$F_r = \frac{F_t c}{(c - v)} \quad (3.7)$$

Quando a fonte está deslocando-se no sentido oposto do observador, a velocidade passa a ser positiva na equação 3.7 e tem-se uma expansão do intervalo de tempo entre as ondas recebidas pelo observador.

Então, desvio Doppler para esta situação é definido por:

$$F_d = F_r - F_t = \frac{F_t v}{(c - v)} \quad (3.8)$$

3.2.3 O Efeito Doppler na medição da velocidade do fluxo sanguíneo

Em meados da década de cinquenta, do século passado, Satomura (1957) foi o primeiro a notar que o efeito Doppler também ocorre quando ondas de ultrassom, contínuas ou pulsadas, são espalhadas pelas células vermelhas do sangue (eritrócitos). A diferença entre a frequência da onda transmitida e a da onda recebida é chamada de desvio ou deslocamento

Doppler. Este último é diretamente proporcional à velocidade do fluxo sanguíneo (eritrócito), onde os desvios positivos compõem o fluxo sanguíneo chamado de direto e os desvios negativos o fluxo chamado de reverso.

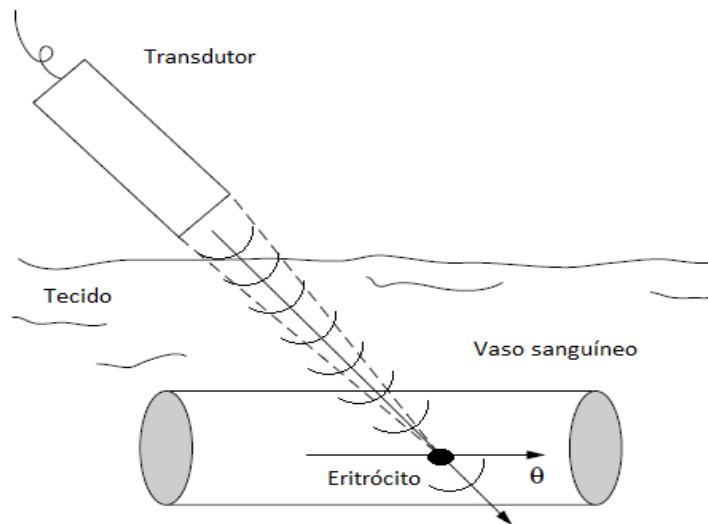


Figura 3.5 – Um feixe de ultrassom incide sobre um eritrócito suspenso no fluxo sanguíneo. Ilustração adaptada de Shung.

Na medição e monitorização da velocidade do fluxo sanguíneo por ultrassom Doppler, o desvio Doppler é derivado da combinação das duas situações descritas nas seções 3.2.1 e 3.2.2. (EVANS e MCDICKEN, 2000; ROUTH,1996; SHUNG, 2006).

Como definido anteriormente:

$$F_d = F_r - F_t \quad (3.9)$$

e sendo a frequência recebida descrita pela combinação das situações descritas nas seções 3.2.1 e 3.2.2 como:

$$F_r = F_t \frac{(c+v \cos(\theta))}{(c-v \cos(\theta))} \quad (3.10)$$

sendo c a velocidade da onda de ultrassom no sangue, v a velocidade do eritrócito suspenso no fluxo sanguíneo e F_t a frequência da onda transmitida.

Pode-se definir F_d combinando-se a equação 3.9 com a equação 3.10 por:

$$F_d = \frac{(2 F_t v \cos(\theta))}{(c-v \cos(\theta))} \quad (3.11)$$

Considerando a velocidade de propagação de onda no meio c , muito maior que a velocidade do eritrócito suspenso no fluxo sanguíneo v , tem-se a equação final:

$$F_d = \frac{(2 F_t v \cos(\theta))}{c} \quad (3.12)$$

Assim, como as células vermelhas em suspensão no fluxo sanguíneo possuem velocidade aleatória, o sinal Doppler é caracterizado como randômico e não-estacionário. Ressalta-se que o sangue também é composto por outros elementos em suspensão, leucócitos e plaquetas. Entretanto, conforme Evans e McDicken (2000), somente os eritrócitos são considerados como fonte de sinais refletidos por estarem em concentração (partículas/mm³) muito maior que os leucócitos e por apresentarem dimensões muito maiores que as plaquetas.

4 FUNDAMENTOS TEÓRICOS DAS TÉCNICAS UTILIZADAS NO PROCESSAMENTO DO SINAL

Neste capítulo, inicialmente são apresentados métodos e ferramentas utilizadas no processamento do sinal de ultrassom Doppler. Em seguida, o método utilizado para o cálculo do DC, e finaliza abordando-se o método utilizado para verificar se as diferenças entre os valores calculados para o DC, por ambos os métodos, se aproximam de uma distribuição Normal. Este método é necessário para que a avaliação dos resultados seja realizada pelo trabalho referência na área médica.

4.1 A Transformada de Fourier

A transformada de Fourier (TF) é utilizada para a representação e análise espectral de sinais determinísticos, não periódicos e estacionários. Esta ferramenta descreve um sinal como a integral, ou soma contínua, de exponenciais complexas. Para um sinal, no domínio do tempo, $s(t)$, a sua transformada de Fourier é definida como (HAYKIN, 2004; LATHI, 2007):

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) e^{-j2\pi ft} dt \quad (4.1)$$

sendo f a frequência.

O sinal original $s(t)$ pode ser recuperado através da transformada inversa de Fourier definida por:

$$s(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} X(f) e^{j2\pi ft} df \quad (4.2)$$

O cálculo da transformada de Fourier em um computador digital requer que o sinal contínuo no domínio seja amostrado e convertido em uma sequência numérica. Assim, é necessário converter as variáveis contínuas de tempo t e a frequência f , da equação 4.1, em discretas.

A versão discreta da transformada de Fourier é definida como (PARK, 2010):

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} s[n] e^{-j2\pi\frac{kn}{N}}, \quad k = 0, 1, \dots, N-1. \quad (4.3)$$

sendo k e n os índices de frequência e tempo discreto, respectivamente, N o número de pontos da TDF e $s[n]$ o sinal discreto a ser analisado.

O sinal original $s(n)$ pode ser recuperado através da transformada de Fourier discreta inversa definida como:

$$s(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X[k] e^{j2\pi\frac{kn}{N}}, \quad k = 0, 1, \dots, N-1. \quad (4.4)$$

Transformada discreta de Fourier (TDF) pode ser calculada com menor esforço computacional através do algoritmo chamado de transformada rápida de Fourier (*Fast Fourier Transform* - FFT). Este algoritmo reduz o número de multiplicações e adições complexas ao dividir a sequência de dados de entrada em sequências menores, tendo como resultado $N \log_2(N)/2$ multiplicações e $N \log_2(N)$ adições calculadas, enquanto a TDF realiza $N^2 - N/2$ multiplicações e $N(N-1)$ adições (IFEACHOR e JERVIS, 2002).

4.2 A Transformada de Fourier de Tempo Curto

Dennis Gabor (1946) adaptou a TF ao dividir o sinal no domínio do tempo em segmentos e aplicar a TF em cada um deles. O objetivo de Gabor era tratar sinais não estacionários, que são a maioria dos casos na natureza (BOLZAN, 2006). O trabalho de Gabor ficou conhecido como a transformada de Fourier de tempo curto (TFTC). Nesta técnica, em um sinal no domínio tempo, é aplicada uma janela $w(t)$, centrada no instante t , que desliza por todo o sinal decompondo-o em componentes no domínio da frequência e tempo, ao calcular a TF para cada segmento, produto da multiplicação da janela centrada em cada instante de t com o sinal a ser analisado. Assim, a TFTC possibilita analisar não só as componentes de

frequência e suas amplitudes, como a TF, mas também onde estão localizadas no domínio do tempo. A TFTC é definida como (UBEYLI, 2007):

$$TFTC(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(\tau)w(\tau - t)e^{-j2\pi f\tau} d\tau \quad (4.4)$$

sendo $s(t)$ o sinal a ser analisado.

A Densidade Espectral de Potência (DEP) do sinal $s(t)$ é definida por (UBEYLI, 2007):

$$S(t, f) = \left| \int_{-\infty}^{+\infty} s(\tau)w(\tau - t)e^{-j2\pi f\tau} d\tau \right|^2 \quad (4.5)$$

O método utilizado neste trabalho para análise espectral e estimação da DEP foi Transformada de Fourier de Tempo Curto (TFTC), adotada tipicamente em sistemas de ultrassom Doppler, apesar de ter limitações como vazamento espectral e alta variância espectral quando aplicada em sinais aleatórios (FORSBERG *et al*, 1999). Para que este método possa ser utilizado, considerando que o sinal Doppler não é estacionário, é necessário dividir o mesmo em pequenos segmentos com duração entre 5ms e 10ms (GUO *et al*, 1993). Assim, estes segmentos podem ser considerados praticamente estacionários. Outros trabalhos abordam métodos alternativos, baseados em Distribuição em Tempo-Frequência (DTF) e métodos paramétricos. Estes métodos alternativos são os mais explorados em pesquisas realizadas pela comunidade científica que investigam uma opção para TFTC na estimação espectral dos sinais de ultrassom Doppler devido as suas limitações acima citadas. Em Ubeyli e Uler (2003), por exemplo, são analisados e comparados os métodos paramétricos com a transformada rápida de Fourier para a estimação espectral, utilizando amostras de sinais de ultrassom Doppler reais. Enquanto em Forsberg, *et al* (1999) são utilizados sinais simulados para a comparação entre a TFTC e quatro métodos baseados em DTF. Recentemente, em Zabihian e Ruano (2011b), a TFTC é comparada com a Transformada *Wavelet* Contínua no processamento de sinais Doppler simulados, e o desempenho destes métodos é avaliado quando os sinais Doppler são tratados previamente pelo método NCTech (ZABIHIAN *et al*, 2011c), proposto por estes autores para o cancelamento de ruído de fundo.

A escolha da janela para o truncamento do sinal a ser analisado, varia de acordo com a aplicação, sendo para sinais Doppler, a mais indicada a janela de Hanning (BAGGIO, 2003). Esta janela é definida como:

$$w(n) = 0,5 + 0,5\cos\left(\frac{2\pi n}{N}\right), 0 \leq n \leq N \quad (4.6)$$

sendo N o tamanho da janela.

4.3 A Transformada *Wavelet*

A transformada *Wavelet* (TW) foi desenvolvida para resolver duas questões inerentes a TFTC: o tamanho da janela ser fixo e as funções base da TF. No primeiro caso, a resolução em ambos os domínios da frequência e tempo não pode ser alterada depois do início da execução da TFTC. No segundo, como as bases da TF são trigonométricas, estas possuem energia infinita, sendo limitadas apenas entre $-\infty$ e $+\infty$. O termo *Wavelet* é produto da pesquisa de Jean Morlet, em conjunto com Alex Grossman por funções matemáticas base que pudessem através de duas propriedades (translação e dilatação) decompor sinal em funções base a partir da função geradora, chamada de *Wavelet* mãe. A busca por estas funções foi inspirada na análise de Fourier, que consiste na representação do sinal em exponenciais complexas (funções base) através da dilatação nas frequências (BOLZAN, 2006; PINTO, 2009). Assim, sendo A *Wavelet* mãe $\psi(t)$, as funções base (*Wavelets* filhas) são ondas curtas geradas a partir de dilatações da *wavelet* mãe como $\psi(t) \rightarrow \psi(2t)$, e translações como $\psi(t) \rightarrow \psi(t + 1)$, definidas por:

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (4.7)$$

sendo a dilatação a variável a e translação a variável b . A transformada *Wavelet* pode, então, ser definida como (PINTO, 2009):

$$W(a,b) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) \psi_{a,b}(t) dt \quad (4.8)$$

sendo $s(t)$ o sinal a ser analisado.

No presente trabalho foi utilizada a clássica *Wavelet* de Daubechies para obter-se uma aproximação da envoltória da curva da velocidade do fluxo sanguíneo. Para isto, é utilizado o processo chamado de multiresolução. Este processo é equivalente a um banco de filtros onde um sinal passa por uma série de pares de filtros complementares, sendo cada par composto por um passa-baixa, para se obter uma aproximação do sinal e um passa-alta, para se obter os detalhes, conforme Figura 4.1.

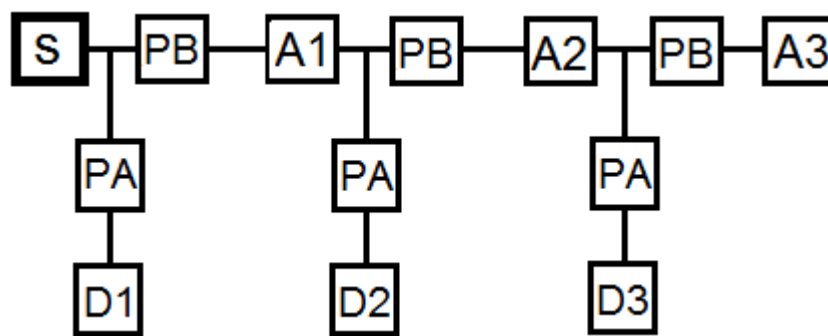


Figura 4.1 - Esquema de decomposição *Wavelet* para filtragem de um sinal S. Onde PB, PA, A e D referem-se a passa-baixa, passa-alta, aproximação e detalhes respectivamente.

4.4 Método Geométrico

O método geométrico é utilizado para definir as componentes de frequência, ou desvio de frequência Doppler que compõem a envoltória de frequência máxima. Conforme Baggio(2003), este método determina a frequência máxima f_{max} de um sinal Doppler S baseando-se na maior distância perpendicular dis entre a curva $C(f)$ e a reta R ilustradas na Figura 4.2. A curva $C(f)$ é determinada calculando-se a integral da densidade espectral de potência de cada componente de frequência que compõe o sinal Doppler S e a reta R é traçada entre a origem e o último ponto desta curva.

A equação da reta R , na formal geral ($Ax + By + C = 0$), foi determinada através da Regra de Sarrus para o cálculo do determinante de uma matriz quadrada de ordem três. No desenvolvimento da equação utilizou-se o ponto na origem e o último ponto da curva $C(f)$, no qual se tem o maior valor registrado para a frequência.

No cálculo das distâncias entre a curva $C(f)$ e a reta R , para cada ponto, utilizou-se a equação para o cálculo da menor distância entre uma reta e um ponto:

$$d = \frac{|Ax+By+C|}{\sqrt{A^2+B^2}} \quad (4.9)$$

sendo, d a distância e A, B, C , os coeficientes da equação da reta R .

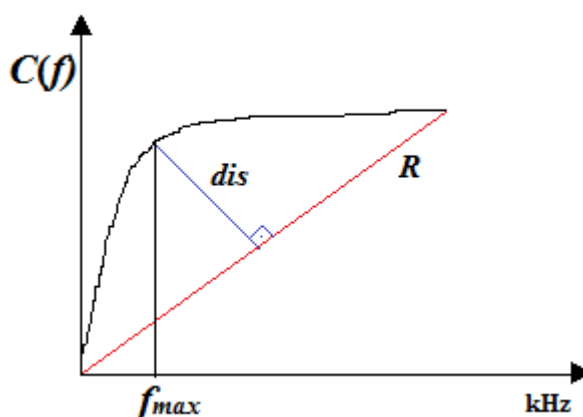


Figura 4.2 - Método Geométrico

Portanto, o ponto em que d assumir o maior valor indicará a frequência máxima do sinal Doppler S .

4.5 Método Doppler Ecocardiográfico Tradicional

O médico cardiologista pode calcular o débito cardíaco de forma *off-line* e não-invasiva através de exame ecocardiográfico utilizando o Método Doppler Ecocardiográfico Tradicional (Oh *et al*, 1999). Neste método, o volume de sangue ejetado durante a sístole ventricular é considerado como volume de um cilindro, conforme ilustrado na Figura 4.3.

A base deste cilindro é a área seccional transversa da Via de Saída do Ventrículo Esquerdo (VSVE), calculada através da equação da área do círculo, e o diâmetro da VSVE é medido, em sístole, ao nível do anel valvar (aórtico). A altura do cilindro é considerada como a integral da curva de velocidade do fluxo sanguíneo (*Time Velocity Integral* – TVI,

tipicamente chamada de VTI) durante a sístole, ou seja, a área limitada pela envoltória, construída a partir do sonograma de um sinal real, ilustrada na Figura 4.4. Enfim, o volume do cilindro é calculado através do produto da área seccional transversa da VSVE pelo o VTI, sendo este produto conhecido como *Stroke Volume (SV)*.

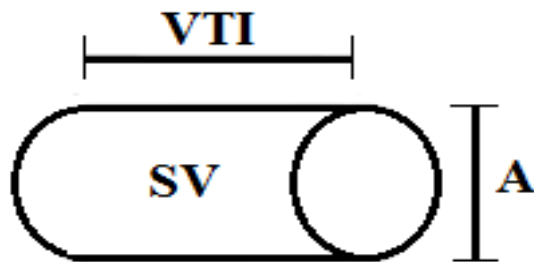


Figura 4.3 - Método Doppler Ecocardiográfico Tradicional.

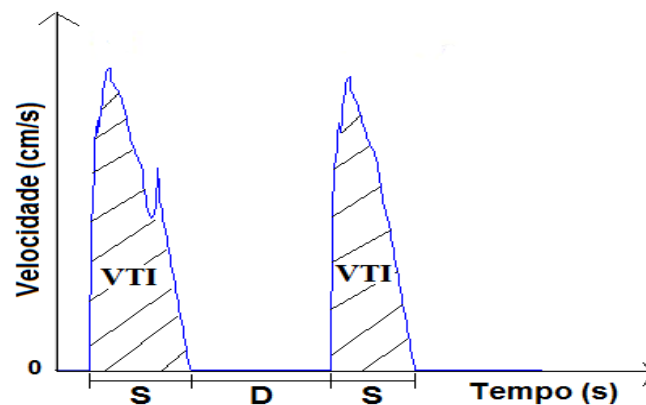


Figura 4.4 - Sonograma composto por dois ciclos cardíacos. Os períodos de sístole e diástole são indicados respectivamente por S e D.

Portanto, o débito cardíaco DC é calculado por este método através da equação:

$$DC = VTI A F_c \quad (4.10)$$

sendo F_c (ciclos cardíacos / min) a frequência cardíaca do paciente no momento do exame, A (em cm^2) a área seccional transversa da VSVE e VTI (em cm) a integral da curva de velocidade (envoltória), também conhecido como *Stroke Distance (SD)*.

4.6 Teste de Kolmogorov-Smirnov

O teste de Kolmogorov-Smirnov é um teste de aderência. Este tipo de teste é utilizado quando se necessita verificar se a distribuição dos valores que compõem uma amostra pode ser considerada como proveniente de uma população com uma distribuição teórica especificada (SIEGEL e CASTELLAN, 2008). Este teste consiste em rejeitar, ou não, a hipótese nula H_0 (Os valores que compõem a amostra seguem a distribuição de dados especificada). Este objetivo é alcançado através da comparação entre os valores da distribuição de frequência acumulada empírica F_n , (relacionada aos valores que compõem a amostra coletada) com os valores da distribuição de frequência acumulada teórica F_0 . A comparação é realizada calculando-se a diferença D entre cada valor conforme equações 4.13 e 4.14. Se a maior diferença D_{\max} entre estas distribuições de frequência for maior que $D_{\text{crítico}}$, conforme Tabela 4.1, a hipótese H_0 é rejeitada. Se esta hipótese for rejeitada, então a hipótese H_1 (definida como oposta a H_0) é verdadeira. O $D_{\text{crítico}}$ é especificado em relação ao tamanho da amostra e o nível de significância desejado, como observa-se na Tabela 4.1.

Tabela 4.1. $D_{\text{crítico}}$ do Teste de Kolmogorov-Smirnov.

Tamanho da amostra	Nível de significância ($D_{\text{crítico}}$)			
	0,2	0,1	0,05	0,01
10	0,322	0,368	0,41	0,49
20	0,231	0,264	0,294	0,356
21	0,226	0,259	0,287	0,344
30	0,19	0,218	0,242	0,29
Valores acima de 40	$1,07/\sqrt{n}$	$1,22/\sqrt{n}$	$1,36/\sqrt{n}$	$1,63/\sqrt{n}$

Obs: Dados retirados de HOLLANDER e WOLFE (1999) e SIEGEL e CASTELLAN (2008).

Assim, inicialmente calculamos as funções de distribuição de frequência acumulada F_n e F_0 . Sendo n o tamanho da amostra, X_1, X_2, \dots, X_n os valores que compõem a amostra coleta em ordem crescente, i o número correspondente a quantidade de valores X 's na amostra que são

menores, ou igual, que valor assumido pela variável independente x , a função distribuição F_n é definida por (HOLLANDER e WOLFE, 1999):

$$F_n(i) = \frac{i}{n} \quad (4.11)$$

E sendo a distribuição Normal escolhida como a especificada neste trabalho, a distribuição de frequência acumulada teórica F_0 , é calculada a partir de:

$$F_{0(X(i))} = P\left(Z_i \leq \frac{x(i) - \mu}{\sigma}\right) \quad (4.12)$$

sendo P indicando probabilidade, μ a média dos valores que compõem a amostra e σ o desvio padrão destes valores.

Em seguida o valor D_{max} , será o maior valor calculado D a partir das equação 4.13 e 4.14 definidas como (HOLLANDER e WOLFE, 1999):

$$D = \left| \frac{i}{n} - F_0(X_{(i)}) \right| \quad (4.13)$$

$$D = \left| \frac{i-1}{n} - F_0(X_{(i)}) \right| \quad (4.14)$$

Então, se D_{max} for menor que $D_{crítico}$ não se pode rejeitar a hipótese nula, sendo a distribuição dos valores da amostra coletada como vindo de uma população de valores com distribuição Normal. Como neste trabalho adotou-se nível de significância igual a 0,05, tem-se $D_{crítico}$, conforme a Tabela 4.1, igual a 0,287.

5 METODOLOGIA

Neste capítulo apresenta-se como foram desenvolvidas todas as etapas utilizadas no processamento digital do sinal de ultrassom para o cálculo do débito cardíaco. Estas etapas estão ilustradas na Figura 5.1, na qual, observa-se que inicialmente as amostras obtidas através de exame ecocardiográfico são discretizadas, filtradas e amplificadas. Em seguida, em cada amostra, é realizada a estimação espectral e o cálculo da DEP, que possibilitam a construção dos sonogramas. A partir destes, extraem-se as suas envoltórias, que são necessárias para calcular os parâmetros hemodinâmicos como o DC. Assim, como o objetivo deste trabalho é calcular o DC, a partir do cálculo da integral da envoltória de cada sonograma, durante todos os períodos de sístole que compõem cada amostra, tem-se o VTI de cada ciclo cardíaco. Os VTI são utilizados na equação do Método Doppler Ecocardiográfico Tradicional, abordado na seção 4.5, para calcular o DC correspondente a cada ciclo cardíaco das amostras. O processamento do sinal foi realizado utilizando-se o software MATLAB.

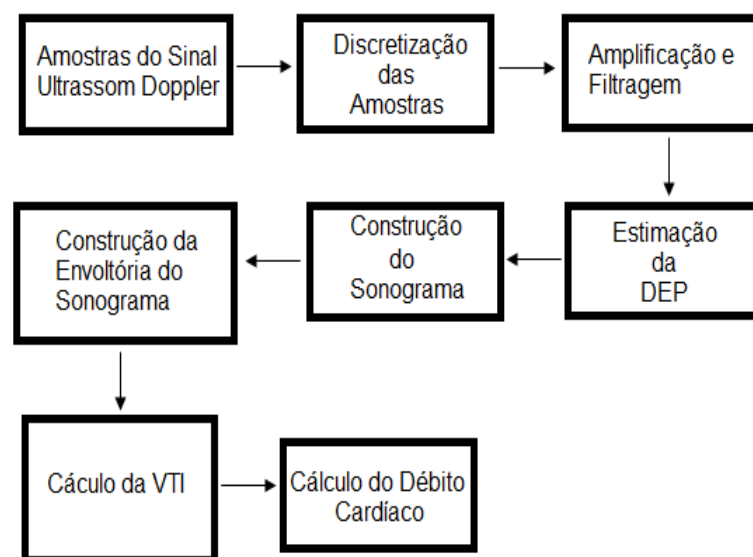


Figura 5.1 - Etapas do processamento do sinal Doppler. VTI e DEP são respectivamente a Integral da curva de velocidade do fluxo sanguíneo e a Densidade espectral de potência do sinal Doppler.

Os sistemas de ultrassom Doppler utilizam como padrão a demodulação em quadratura de fase na aquisição das amostras dos sinais de ultrassom Doppler, pois possibilita a separação do fluxo direto e reverso (sinais direcionais). A separação do fluxo permite a construção do sonograma e obtenção de suas envoltórias. Estas são utilizadas para calcular

parâmetros hemodinâmicos, como o débito cardíaco e os índices de pulsatilidade e resistividade, objetivando a avaliação quantitativa do fluxo sanguíneo pelo especialista (UBEYLI, 2007). Porém, neste trabalho, a conversão de sinais em quadratura para sinais direcionais não foi realizada, pois como todas as amostras coletadas são de indivíduos saudáveis e com ecocardiograma normal, o sinal do fluxo sanguíneo da aorta ascendente é composto por fluxo sanguíneo direto e fluxo sanguíneo reverso desprezível. Em Aydin e Evans (1994) são descritas e implementadas quatro técnicas para converter os sinais em quadratura em sinais direcionais. Entre estas técnicas, o *Phasing-filter* é a geralmente utilizada em sistemas de ultrassom Doppler.

5.1 Aquisição e discretização das amostras

As vinte e uma amostras foram obtidas através da conexão da saída do equipamento de Ecocardiografia GE Vivid S6 (General Eletrics) à entrada de áudio de um computador portátil durante a realização do exame ecocardiográfico. O equipamento foi configurado em modo contínuo e frequência de transmissão igual a 2MHz. Cada amostra foi coletada durante 10 ciclos cardíacos completos. A Figura 5.2 ilustra um exemplo deste tipo de sinal, composto por dois ciclos cardíacos completos.

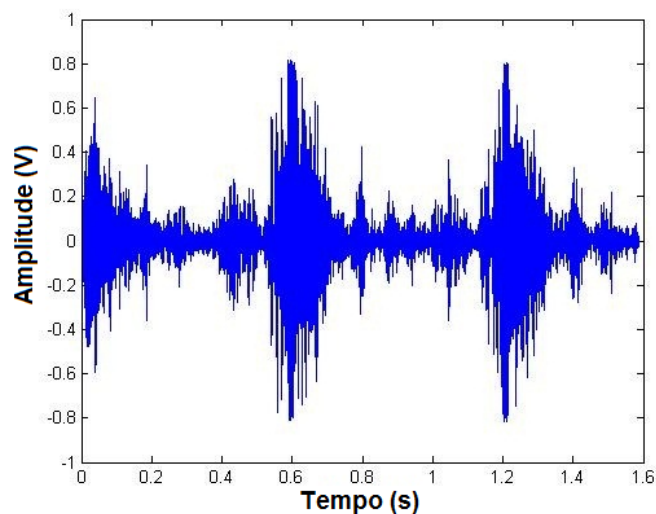


Figura 5.2 - Exemplo do sinal ultrassom Doppler

O total de 21 amostras do sinal de ultrassom Doppler contínuo foi adquirido de 21 indivíduos (8 homens e 13 mulheres), sendo estes voluntários e pacientes do Instituto Córdio Pulmonar da Bahia. Todas as amostras foram obtidas com cursor alinhado à aorta ascendente, a partir da posição (janela acústica) supraesternal, sendo os exames realizados por especialista do laboratório de Ecocardiografia do Instituto Córdio Pulmonar. Nesta posição, o ângulo entre o transdutor e o fluxo sanguíneo da aorta ascendente é considerado zero. A Figura 5.3 mostra o transdutor posicionado na janela supraesternal.



Figura 5.3 - Janela Supraesternal.
Ilustração adaptada de Bulwer e Rivero, 2011.

Os aspectos éticos foram considerados por meio da submissão do projeto ao Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Ana Neri/UFBA, iniciando-se a coleta das amostras após aprovação pelo Comitê. O ofício de aprovação apresenta-se no Anexo. Os indivíduos que se submeteram ao exame assinaram um termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ver Apêndice) e atenderam aos seguintes critérios de inclusão: foram atendidos em consulta anterior ao exame e considerados sadios, tinham idade entre 20 e 40 anos, não apresentavam hipertensão e/ou diabetes, apresentaram resultados do Ecocardiograma padrão dentro dos limites normais e janela acústica supraesternal adequada para obtenção do sinal de Doppler. Algumas amostras foram obtidas de voluntários em repouso, sendo o laboratório preparado apenas para a coleta destas amostras, e outras amostras adquiridas de pacientes em condições de exames corriqueiros, durante o expediente de funcionamento do Instituto Córdio Pulmonar. Entre as amostras coletadas algumas foram de pacientes que haviam realizado teste

ergométrico (teste de esforço), momentos antes da coleta da amostra. As amostras foram coletadas com o paciente em diferentes condições para ter-se amostras com valores de DC acima dos valores normais para adultos saudáveis e em repouso, que está na faixa entre 4 e 6L/min.

Enfim, no processo de discretização das amostras obtidas, utilizou-se a taxa de amostragem de 44,1kHz, tipicamente utilizada por placas de som instalada em sistemas computacionais, e a técnica de modulação *Pulse Code Modulation* (PCM) com 16 bits para codificação.

5.2 Filtragem e Amplificação do sinal

A filtragem foi dividida em duas etapas. Na primeira foi coletada uma amostra do ruído da máquina de Ecocardiografia para o cancelamento do ruído de fundo. Este cancelamento foi realizado utilizando-se o programa *WavPad Sound Editor* (WSE) que filtra o sinal Doppler através de Subtração Espectral. Na segunda etapa implementou-se um filtro FIR, de ordem 82, passa-faixa, com frequências de corte iguais a 300Hz e 8kHz. Este filtro tem como propósito atenuar as componentes de frequência geradas a partir da reflexão do sinal transmitido em tecidos estáticos ou de baixa velocidade (como válvulas cardíacas e paredes dos vasos sanguíneos) que são de frequência inferior a 300Hz, e as componentes indesejáveis, de alta frequência, que estão acima de 8kHz. As componentes de frequência de interesse são aquelas geradas a partir da incidência do sinal transmitido nas células vermelhas que estão em suspensão no fluxo sanguíneo, como ilustrado na Figura 5.4.

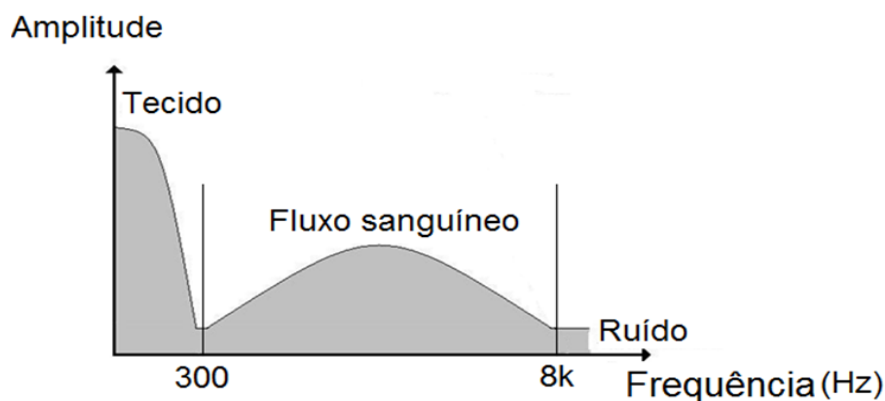


Figura 5.4 - Filtragem do sinal Doppler
Ilustração adaptada de Støylen, Asbjørn, 2010.

O filtro FIR neste trabalho foi implementado com ordem 82 pois a precisão e a atenuação nas faixas de corte deste filtro atendem a necessidade deste trabalho considerando que o sinal, anteriormente, foi filtrado pelo equipamento de ecocardiografia. Assim, este filtro foi implementado objetivando atenuar as componentes de frequência indesejadas, fora da faixa entre 300Hz e 8000Hz, que, por ventura, somem-se ao sinal durante a transmissão do sinal, via cabo, no momento da aquisição das amostras.

Assim, após a filtragem, amplifica-se a amostra em 20 dB.

5.3 Estimação da Densidade espectral de potência e o cálculo da envoltória de frequência máxima

Após filtragem e amplificação, cada amostra de sinal Doppler é representada no domínio da frequência, objetivando calcular a DEP e construir o espectrograma, pois a partir deste, obtêm-se o Sonograma e a sua envoltória para o cálculo do débito cardíaco.

Neste trabalho, como abordado na seção 4.2, para realizar a estimação espectral e o cálculo da DEP, utiliza-se a TFTC. Este método foi escolhido por exigir menor esforço computacional quando comparado a métodos alternativos como os baseados em distribuição Tempo-Frequência e os métodos Paramétricos. A TFTC é aplicada em cada amostra dividindo-a em segmentos com duração de 5,01ms, permitindo a aplicação da FFT com 512 pontos em cada segmento. Como comprovado por pesquisas realizadas pela comunidade científica, quanto menor for o comprimento da janela, na faixa entre 5 e 10ms, maior a probabilidade do segmento considerado praticamente estacionário (CLOUTIER, 1993; GUO, 1993). Assim, o algoritmo foi testado com a janela de duração igual a 5,01ms e 10ms, obtendo-se melhor resultado na estimação do valor do DC com a janela de 5,01ms.

Na segmentação da amostra utiliza-se a janela de Hanning e a DEP referente a cada componente de frequência (ou desvios de frequência Doppler) que compõem os segmentos é calculada e armazenada na matriz $P_{(i,j)}$. Nesta matriz, o número de linhas i é igual ao número de componentes de frequência que compõem os segmentos, sendo calculado por:

$$i = \frac{NP_{FFT}}{2} + 1 \quad (5.1)$$

Sendo NP_{FFT} , o número de pontos da transformada rápida de Fourier. O número de colunas j , da matriz $P_{(i,j)}$, é igual ao número de segmentos que compõem cada amostra, sendo calculado como a razão entre o tamanho da amostra e o tamanho da janela. Esta última calcula-se a partir do produto da taxa de amostragem pelo tempo de duração do segmento.

A partir da matriz $P_{(i,j)}$, constrói-se o espectrograma, no qual, o eixo das ordenadas é composto pelos desvios de frequência Doppler, o eixo das abscissas pelo tempo e a DEP em uma escala de cinza ou colorida. A Figura 5.5 mostra o espectrograma de uma amostra sem ser filtrada pelo programa WSE, em (A), e depois de ser filtrada pelo programa WSE, abordado na seção 5.2, em (B).

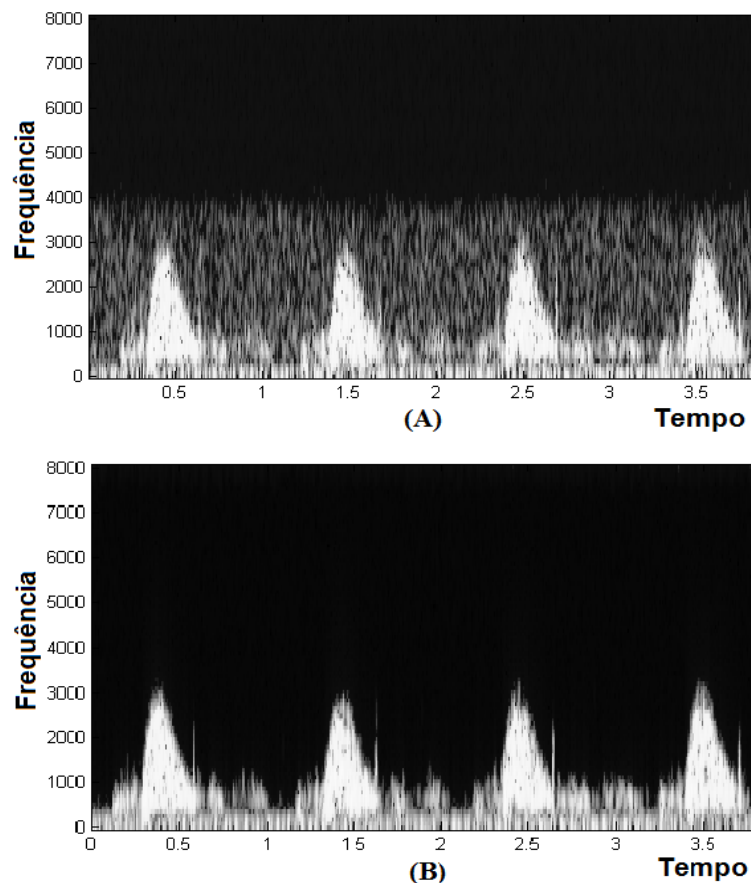


Figura 5.5 - (A) Sinal sem tratamento pelo programa WSE;(B) sinal filtrado pelo WSE.

O algoritmo, em seguida, realiza o cálculo da envoltória de frequência máxima (EFM) do espectrograma. No cálculo desta envoltória utiliza-se o Método Geométrico, apresentado e implementado conforme seção 4.4. Assim, esta envoltória é um vetor de comprimento igual

ao número de colunas que compõe o espectrograma e os seus elementos são as frequências máximas presentes em cada segmento da amostra, que são estimadas por este método.

Na Figura 5.6, tem-se a EFM de uma das amostras coletadas. Esta envoltória será convertida na envoltória de velocidade máxima e será tratada posteriormente objetivando calcular-se o DC. Este tratamento e como se realiza a conversão são apresentados na próxima seção.

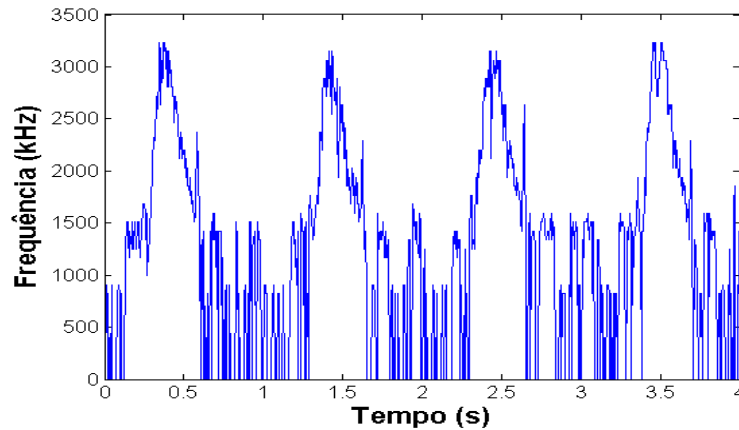


Figura 5.6 - Envoltória de frequência máxima

5.4 O Sonograma e a Envoltória de Velocidade Máxima

A partir do espectrograma construído conforme seção anterior dar-se início à próxima etapa, a conversão deste no Sonograma. Como no espectrograma o eixo das ordenadas é composto pelos desvios de frequência Doppler, que são proporcionais à velocidade do fluxo sanguíneo, este eixo pode ser convertido em cm/s, através da equação 3.12, obtendo-se assim, o sonograma. Nesta conversão, utilizou o ângulo Doppler θ e frequência de transmissão f_0 respectivamente iguais à zero graus e 2MHz. Assim, substituindo os valores das variáveis e da constante de velocidade no meio, em cm/s, a relação entre velocidade do fluxo sanguíneo e os desvios de frequência é dada como:

$$v = \frac{154000 F_d}{4 \cdot 10^6} \quad (5.2)$$

No sonograma pode-se visualizar a intensidade das componentes de velocidade e o sentido do fluxo sanguíneo. Este último é indicado pela linha que divide o sonograma, sendo o fluxo direto apresentado acima desta linha e o fluxo reverso, abaixo desta linha. Portanto, o sonograma representa graficamente a distribuição da velocidade das células vermelhas do sangue em movimento, por unidade de tempo, que estão em suspensão no fluxo sanguíneo. A Figura 5.7 ilustra o sonograma, de uma amostra coletada, composto por três ciclos cardíacos e apenas fluxo direto (por esta razão não há linha dividindo o sonograma).

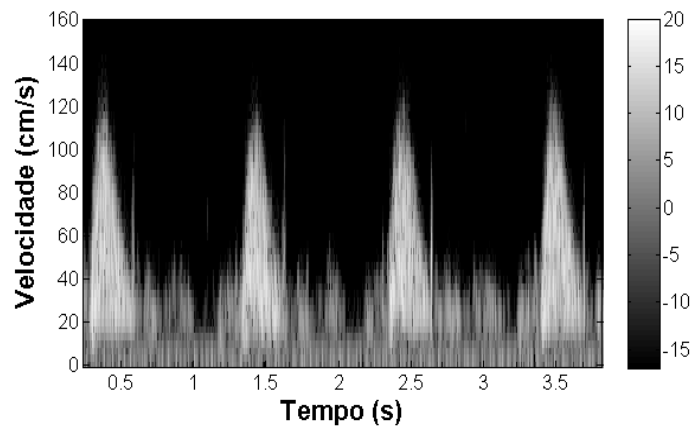


Figura 5.7 - Sonograma: três ciclos cardíacos; fluxo direto.

A conversão da EFM para envoltória de velocidade máxima (EVM) é realizada da mesma maneira, utilizando-se a equação 3.12 para obter-se a envoltória ilustrada na Figura 5.8, que ainda precisa de tratamento para tornar-se adequada para o cálculo do DC.

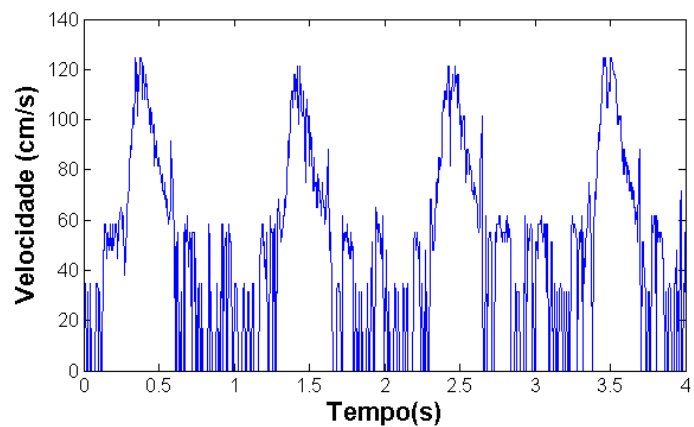


Figura 5.8 - Envoltória de Frequência Máxima sem tratamento.

Após a conversão, utilizou-se a transformada *Wavelet Daubechies* (db10) para a minimização do ruído, decompondo o sinal em 3 níveis, obtendo-se, assim, uma aproximação da EVM. O threshold utilizado foi do tipo soft A Figura 5.9 mostra o resultado deste processamento.

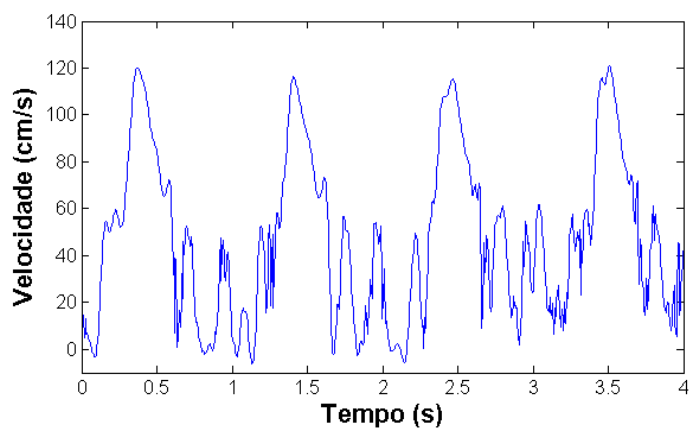


Figura 5.9 - Envoltória de Velocidade Máxima (EVM) após Wavelet

Em seguida, a EVM passa pelo tratamento final, no qual, todos os valores negativos da EVM e flutuações entre os períodos de sístole são zerados, resultando na EVM final. Este último tratamento faz-se necessário, pois, torna a EVM adequada para o cálculo do VTI, requerido na equação 4.10, do Método Doppler Ecocardiográfico Tradicional, para o cálculo do DC. A EVM tratada é ilustrada na Figura 5.10.

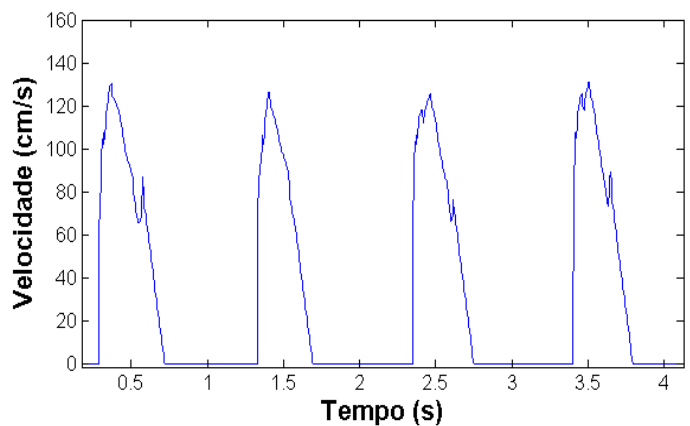


Figura 5.10 - Envoltória de velocidade máxima final

Portanto, é a partir da EVM final que se pode calcular a VTI e a frequência cardíaca, para, enfim, calcular o valor do débito cardíaco referente à amostra que está sendo processada pelo algoritmo. Como estes parâmetros são calculados apresenta-se na próxima seção.

5.5 Cálculo do VTI e Frequência Cardíaca

Depois de construída a EVM, a próxima etapa é o cálculo da VTI e da frequência cardíaca (FC). No cálculo da VTI, inicialmente, identifica-se os elementos do vetor EVM referentes ao início e o fim, do período de sístole, de cada ciclo cardíaco que compõe a amostra. Após identificados os períodos de sístole de cada ciclo, calcula-se a integral da área referente a cada um destes. No algoritmo, calcula-se uma aproximação da integral pelo método dos trapézios abordado em (RUGGIERO e LOPES, 1996). Contudo, faz-se necessário a verificação dos pontos iniciais e finais determinados a cada ciclo cardíaco para verificar se a área devida está sendo calculada. Para isto, nas posições determinadas como o início e o fim de cada ciclo cardíaco plotam-se retas no sonograma para conferir visualmente. A Figura 5.11 ilustra um sonograma com estas retas em vermelho.

O cálculo da FC divide-se em dois procedimentos. O primeiro consiste em medir-se no sonograma a diferença de tempo t entre cada ciclo cardíaco que compõe a amostra, como indicado na Figura 5.12.

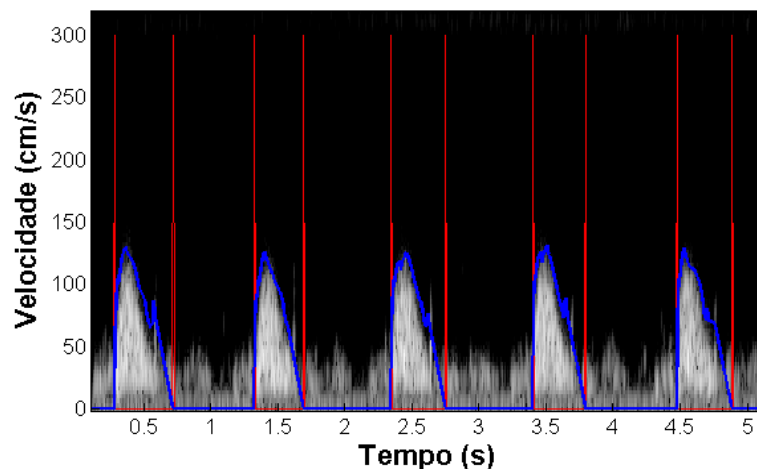


Figura 5.11 - Sonograma com retas sobrepostas indicando o início e o fim de cada ciclo cardíaco.

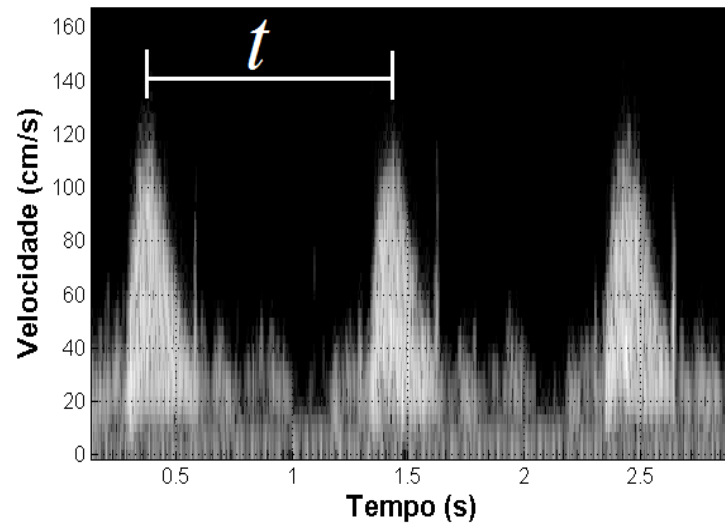


Figura 5.12 - Tempo t medido a partir do Sonograma para o cálculo da frequência cardíaca

Em seguida, para cada diferença de tempo t entre as velocidades de pico de cada ciclo cardíaco, a frequência cardíaca é calculada por:

$$F_c = \frac{60}{t} \quad (5.3)$$

sendo F_c medido em ciclos cardíacos (batimentos) por minuto.

A frequência cardíaca utilizada no cálculo do DC refere-se à média dos valores calculados para cada ciclo cardíaco que compõem a amostra.

5.6 O exame ecocardiográfico padrão, o algoritmo proposto e cálculo do Débito Cardíaco

As etapas de processamento do sinal de ultrassom Doppler foram realizadas de modo a possibilitar, enfim, o cálculo do débito cardíaco. Este é calculado pelo especialista através de exame ecocardiográfico padrão (EEP) pelo Método Doppler Ecocardiográfico Tradicional apresentado na seção 4.5. Para isto, o especialista precisa identificar e medir em imagem o diâmetro do VSVE e traçar o contorno da área que corresponde à sístole ventricular, para cada ciclo cardíaco no sonograma, manualmente. A FC é calculada pelo equipamento ecocar-

diográfico. A Figura 5.13 mostra imagem gerada no equipamento de ecocardiográfica, pelo especialista, referente à medição da VSVE.

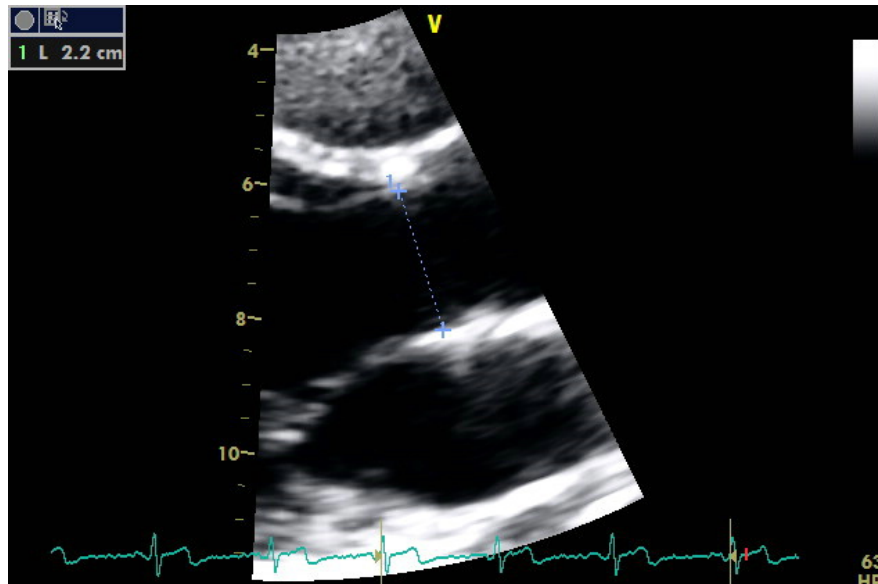


Figura 5.13 - Medição da VSVE, na altura do anel valvar, pelo especialista.

Assim como o EEP, no algoritmo proposto calcula-se o DC pelo Método Doppler Ecocardiográfico Tradicional, mas sem a necessidade de realizar medições em imagens e calcular manualmente o DC pela equação 4.10.

No algoritmo proposto, a amostra coletada durante o EEP e a altura de cada indivíduo são os dados de entrada. A amostra de sinal Doppler é tratada de acordo com as etapas descritas neste capítulo para a construção do sonograma e cálculo da EVM, VTI de cada ciclo cardíaco e frequência cardíaca do indivíduo. A partir da altura, estima-se o diâmetro da VSVE na altura do anel valvar para o cálculo da área seccional transversa da VSVE. O diâmetro da VSVE D , independente do sexo, idade e peso do indivíduo, estima-se através da seguinte equação (Stefan *et al*, 1992):

$$D = 0,01h + 0,25 \quad (5.4)$$

sendo h a altura do indivíduo, em cm.

Enfim, os valores dos DC calculados pelo EEP e o algoritmo proposto são armazenados para a avaliação dos resultados. A análise dos resultados é baseada no trabalho referência na área medica de Bland e Altman (1986). Os débitos cardíacos armazenados são iguais à média dos valores calculados para cada ciclo cardíaco que compõem a amostra.

6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A comunidade científica tem usualmente utilizado o trabalho de Bland e Altman (1986) para aferir se um novo método pode ser considerado clinicamente aceitável e substituir o método referência. Conforme o trabalho destes autores, os valores calculados para o DC de cada amostra são apresentados em um gráfico de dispersão com uma linha de referência, e a análise realizada pela avaliação do gráfico proposto por eles.

O gráfico de dispersão com os valores do DC calculados por Exame Ecocardiográfico Padrão (DC-EEP), os valores de DC pelo algoritmo (DC-Algoritmo) e uma linha de referência é apresentado na Figura 6.1. Um ponto sobre esta linha indica quando os valores calculados para o DC, de cada amostra, pelo exame Ecocardiográfico padrão e algoritmo proposto, são coincidentes.

O diagrama de dispersão da Figura 6.1 permite perceber que existe uma forte correlação, $r = 0,93$, entre os valores de DC calculados por Exame Ecocardiográfico Padrão (EEP) e aqueles obtidos pelo algoritmo proposto, sendo equação da reta que relaciona as variáveis $DC_{\text{Algoritmo}}$ e DC_{EEP} definida por regressão linear como:

$$DC_{\text{EEP}} = 0,99 DC_{\text{Algoritmo}} + 0,24 \quad (6.1)$$

Entretanto, o coeficiente de correlação indica a força da relação entre as duas variáveis e não o grau de concordância, que sugere o quanto os valores encontrados entre os métodos podem divergir. Sendo assim, a técnica de Bland e Altman (1986) baseia-se na construção do gráfico apresentado na Figura 6.2, para aferir o grau de concordância entre os métodos. Este gráfico mostra a diferença entre os valores calculados pelo EEP e algoritmo proposto, para cada amostra, no eixo das ordenadas e a média entre estes valores, no eixo das abscissas. As três linhas sobrepostas indicam a média das diferenças, d , o limite superior e o limite inferior do intervalo de confiança (IC) para uma distribuição Normal. Estes limites são denominados por Bland e Altman como limites de concordância. Entre os limites de concordância deve-se ter 95% das diferenças (pontos), permitindo estimar em até quanto será a diferença entre os métodos. O teste utilizado para verificar se as diferenças se aproximam de uma distribuição Normal foi o Kolmogorov-Smirnov, abordado na seção 4.6. Neste teste, como o valor

encontrado para D_{\max} é igual a 0,165, verifica-se que as diferenças se aproximam de uma distribuição Normal. Este teste de aderência não foi utilizado para verificar se as diferenças seguem outras distribuições, pois a distribuição Normal é considerada na técnica de Bland,,como a distribuição que as diferenças devem seguir.

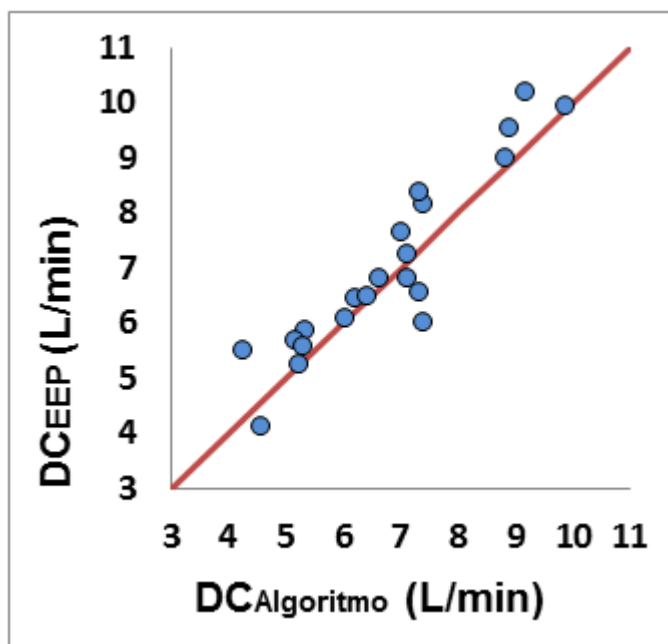


Figura 6.1- Diagrama de dispersão dos valores para o DC

Os limites de concordância superior e inferior são calculados somando-se e subtraindo-se da média das diferenças d , duas vezes o desvio padrão das diferenças s . A média das diferenças d deste grupo de amostras é $-0,22\text{L/min}$, o desvio padrão das diferenças s , igual a $0,62\text{L/min}$ e os limites de concordância inferior e superior são respectivamente iguais a $-1,46\text{L/min}$ (IC entre $-1,95$ a $-0,97\text{L/min}$) e $+1,02\text{L/min}$ (IC entre $0,53$ a $1,51\text{L/min}$). Os amplos IC dos limites de concordância são provenientes do pequeno número de amostras. A média dos DC calculados pelo EEP igual a $7,01\text{L/min}$ e pelo algoritmo proposto $6,8\text{L/min}$.

A avaliação do gráfico proposto por Bland e Altman (1986) em trabalhos da comunidade científica, na área médica, é por vezes subjetiva e não segue um padrão em termos de critério objetivo. Entre os critérios adotados tem-se: limites de concordância de até 20% do valor da média dos DC calculados por ambos o métodos (ou erro percentual geral) e, mais de 75% das diferenças entre os DC calculados por ambos os métodos, para a mesma amostra, devem ser menor que 20% do valor médio geral do DC (Berthold et al, 2004;

Critchley e Critchley, 1999). Atualmente, as pesquisas tem usualmente utilizado o critério proposto por Critchley (1999) para verificar se um método proposto é clinicamente aceitável e pode substituir o método referência. Critchley (1999) propõe que o erro percentual geral entre os dois métodos deve ser menor que 30% ao se comparar o método proposto com um método de referência que apresenta limites de exatidão equivalentes a um erro percentual em torno de 20%, como a Termodiluição. Este último é considerado pela comunidade acadêmica como o mais preciso e o indicado para avaliação de novos métodos. Porém, como neste trabalho comparam-se os resultados obtidos pelo algoritmo proposto com método de medição por ultrassom Doppler, o qual apresenta erro percentual maior, não pode-se utilizar o critério proposto por Critchley (1999). Portanto, para aferir se o algoritmo apresentou uma boa concordância em relação ao EEP, será utilizado como critério o erro percentual geral ser menor que 20%, pois este é o mais próximo do proposto por Critchley (1999), o mais utilizado atualmente.

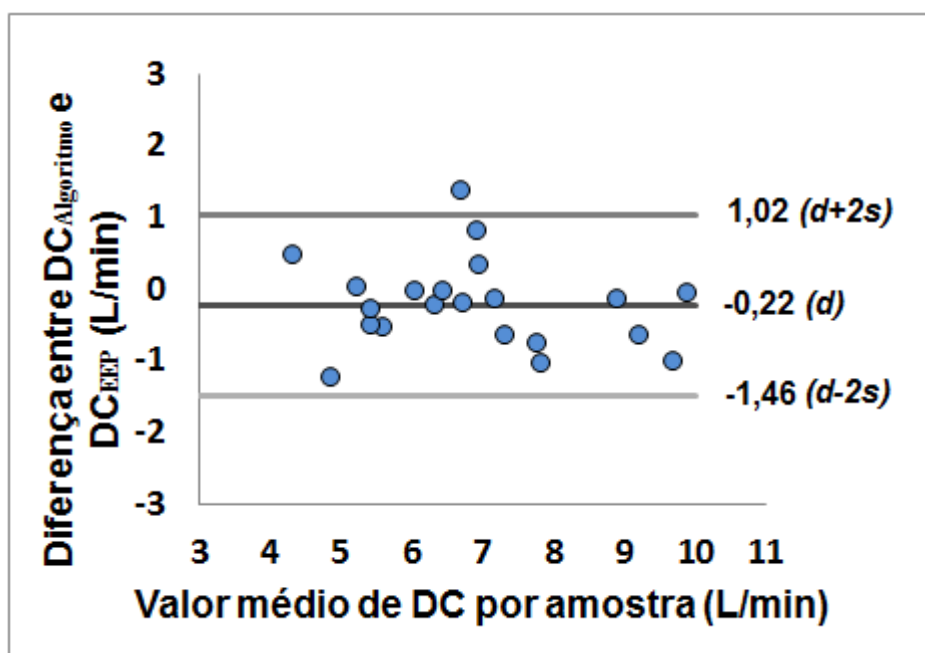


Figura 6.2 - Gráfico das diferenças calculadas para cada amostra versus a média dos valores para o DC pelo EEP e algoritmo proposto. Média das diferenças (d), limite superior ($d + 2s$) e limite inferior ($d - 2s$) do intervalo de confiança (IC).

Assim, como o erro percentual geral é 17,8%, verifica-se que o algoritmo proposto apresentou uma boa concordância em relação ao EEP apresentando limites de concordância e desvio padrão satisfatórios. O erro percentual geral é calculado como duas vezes desvio

padrão dividido pela média de todos os DC calculados por ambos os métodos. Ressalta-se que a maior diferença foi 1,37L/min, equivalente a 19,84% da média de todos os DC calculados por ambos os métodos. Portanto, o algoritmo também é clinicamente aceitável conforme segundo critério citado no parágrafo anterior, no qual, define-se que no mínimo 75% das diferenças devem ser inferior a 20% do valor para Dc médio geral.

Na Figura 6.2, observa-se que um dos pontos encontra-se fora dos limites de concordância, mas, como estes limites são calculados baseando-se em um intervalo de confiança com 95% de inclusão, este ponto era esperado. As diferenças (ou pontos) entre os DC calculados pelo EEP e algoritmo proposto, observados nesta figura, tem como principais fontes de erro a estimação do diâmetro da VSVE, através da equação 5.4, e o VTI. Em relação ao erro na estimação do diâmetro da VSVE, este, é o mais significativo no valor final do DC, pois é elevado ao quadrado na equação da área do círculo, no cálculo da área seccional transversa do vaso sanguíneo. A Tabela 6.1 apresenta os valores medidos pelo especialista e os estimados pelo algoritmo para o diâmetro da VSVE e o erro (diferença absoluta e percentual entre os valores).

Observa-se na Tabela 6.1 que em nenhuma das amostras o valor estimado pelo algoritmo para o diâmetro da VSVE é igual ao valor medido, sendo a menor diferença igual a 0,01cm (amostra 4) e a maior igual a 0,32cm (amostra 21). Observa-se ainda que o diâmetro da VSVE estimado pelo algoritmo proposto para 18 amostras é inferior ao medido pelo especialista no EEP, resultando em débitos cardíacos subestimados em relação aos calculados por EEP. Nestes casos, quando o erro na estimação do diâmetro da VSVE é no mínimo 2mm, para um diâmetro medido pelo EEP como igual ou superior a 2cm, tem-se um erro em torno de 20% no valor do DC. Porém, este erro na estimação do diâmetro da VSVE é reduzido pelo algoritmo na área contornada pela envoltória referente à sístole ventricular para o cálculo do VTI.

O segundo erro citado anteriormente, refere-se ao traçado do contorno da área que corresponde à sístole ventricular (EVM), para o cálculo do VTI. A envoltória traçada pelo algoritmo, em alguns ciclos cardíacos, geralmente apresenta uma velocidade máxima menor que a velocidade máxima para o mesmo ciclo cardíaco estimada pelo EEP. Esta diferença na velocidade máxima, ocorre, principalmente, por consequência da grande diferença entre o valor máximo da DEP (do ciclo cardíaco) e a DEP referente à frequência máxima estimada pelo EEP. Nestes casos, a DEP da frequência associada à velocidade máxima, estimada pelo EEP, é considerada como ruído pelo algoritmo proposto. A Figura 6.3 ilustra o pior caso. Esta

é a única amostra em que este erro no cálculo da envoltória do sonograma resulta em cinco ciclos cardíacos com diferença entre a velocidade máxima medida pelo especialista e estimada pelo algoritmo maior que 20%, resultando assim, em um erro no valor final do DC calculado pelo algoritmo igual a 12,1%. Esta amostra é uma das seis em que a diferença entre o DC calculado pelo EEP e algoritmo proposto é maior que 10%. Entre estas seis amostras, quatro apresentam a diferença entre os valores calculados para DC na faixa entre 10 e 13%.

Tabela 6.1 Valores medidos e estimados para o diâmetro da VSVE

Amostra	Diâmetro VSVE (cm)		Diferença Absoluta (Algoritmo-EEP)	Diferença % (Algoritmo-EEP)
	EEP	Algoritmo		
1	1,9	1,98	0,08	4,21
2	2,2	2,07	0,13	5,91
3	2,2	1,98	0,22	10
4	1,9	1,89	0,01	0,53
5	2,2	2,07	0,13	5,91
6	2,1	1,85	0,25	11,9
7	1,8	1,89	0,09	5
8	2,1	1,9	0,20	9,52
9	2	1,87	0,13	6,5
10	2,2	1,93	0,27	12,27
11	2,1	1,85	0,25	11,9
12	2,2	2,1	0,10	4,55
13	2,1	1,9	0,20	9,52
14	2,1	1,99	0,11	5,24
15	2,2	2,04	0,16	7,27
16	2	1,92	0,08	4
17	2,3	2,09	0,21	9,13
18	2,1	1,88	0,22	10,48
19	2	1,85	0,15	7,5
20	1,8	1,89	0,09	5
21	2,3	1,98	0,32	13,91

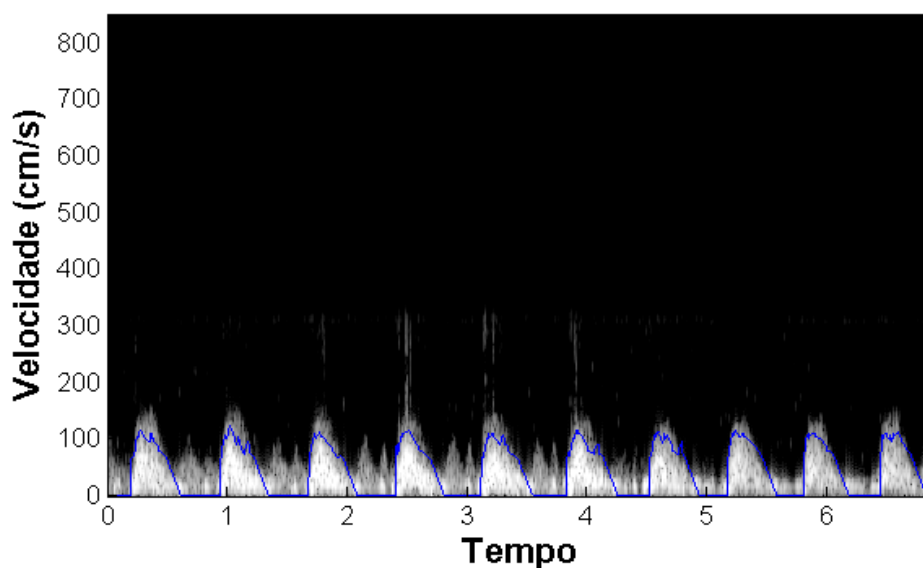


Figura 6.3 - Envoltória com velocidade máxima menor que a estimada pelo EEP.

Na Figura 6.4 tem-se uma imagem da envoltória traçada pelo especialista para a mesma amostra da Figura 6.3. Observa-se que no sonograma gerado pelo equipamento de ecocardiográfica também há grande diferença entre o valor máximo da DEP (do ciclo cardíaco) e a DEP da frequência referente a velocidade máxima estimada pelo EEP.

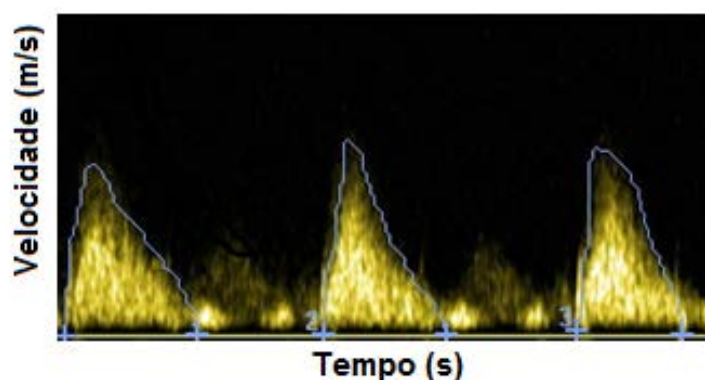


Figura 6.4 – Sonograma com grande diferença entre o valor máximo da DEP (de cada ciclo cardíaco) e a DEP da frequência referente a velocidade máxima estimada pelo EEP .

Observou-se durante a pesquisa, ainda em relação ao segundo erro citado, que o contorno traçado manualmente pelo especialista, ou seja, a EVM, para a área referente à sístole, não é preciso. Em alguns ciclos cardíacos, de algumas amostras, percebe-se a área envolvida pelo contorno como geralmente maior que a real. Este erro ocorre em função do

dispositivo *Trackball* não ser desenvolvido para otimizar a execução do traçado de contornos de áreas, limitando a exatidão com que o especialista realiza esta etapa para o cálculo do débito cardíaco. Este erro é minimizado ao calcular-se a média dos ciclos cardíacos que compõem a amostra para determinar o DC. Ressalta-se que este erro no traçado do contorno pelo especialista também contribui para a diferença entre a velocidade máxima estimada para o mesmo ciclo cardíaco por ambos os métodos.

Na Figura 6.5 tem-se a imagem da EVM traçada pelo especialista para três ciclos cardíacos. Em dois ciclos cardíacos percebe-se a área envolvida pela envoltória como maior que a real. Observa-se também, que nesta amostra não existe uma grande diferença entre o valor máximo da DEP (do ciclo cardíaco) e a DEP da frequência referente a velocidade máxima estimada pelo EEP, sendo assim, a EVM calculada algoritmo apresenta velocidade máxima bem próxima da estimada pelo EEP como pode ser visto na figura 6.6.

Outro erro a ser considerado é a diferença entre a frequência cardíaca calculada por EEP e pelo algoritmo proposto. Em relação ao cálculo da FC, obtiveram-se bons resultados com média das diferenças entre EEP e algoritmo igual a 1,16 batimentos/minutos. As médias das FC calculadas por ambos os métodos são próximas, sendo média do EEP igual a 71,14 batimentos/minutos e para o algoritmo proposto igual a 71,65 batimentos/minutos. A Tabela 6.2 apresenta as frequências cardíacas calculadas pelo EEP e algoritmo proposto.

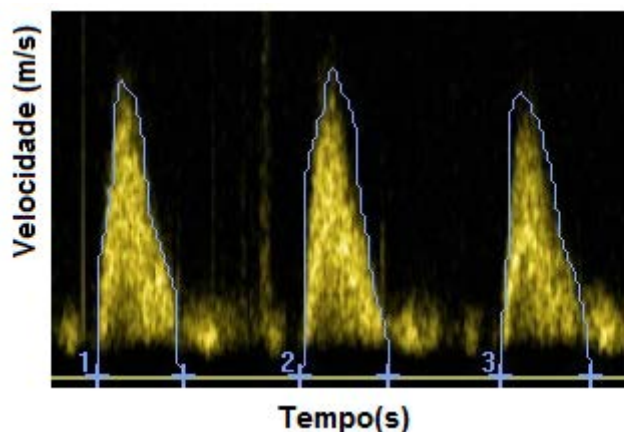


Figura 6.5 Sonograma com EVM traçada por especialista.

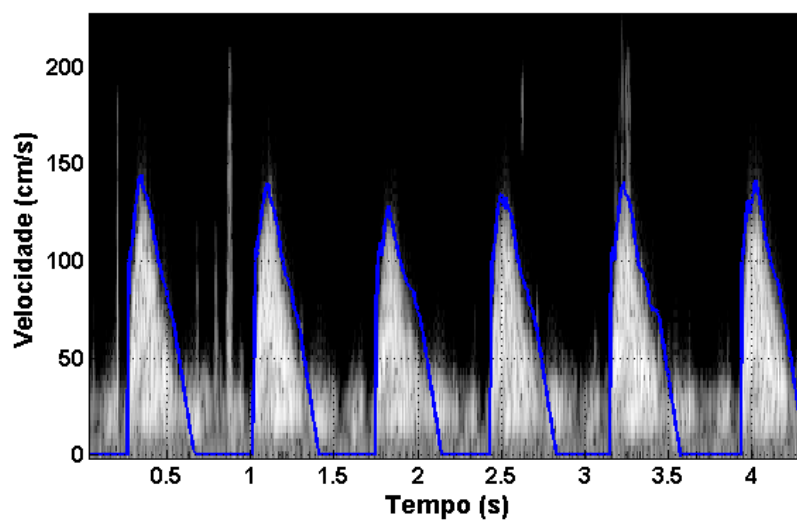


Figura 6.6 Sonograma com EVM calculada pelo algoritmo proposto.

Tabela 6.2 - Frequências cardíacas calculadas por ambos os métodos e a diferença absoluta

Amostra	Frequência cardíaca		Diferença Absoluta (Algoritmo-EEP)	Diferença % (Algoritmo-EEP)
	EEP	Algoritmo		
1	48	47,37	0,63	1,31
2	58	57,52	0,48	0,83
3	71	69,84	1,16	1,63
4	69	66,4	2,6	3,77
5	75	75,97	0,97	1,29
6	96	97,29	1,29	1,34
7	89	86,88	2,12	2,38
8	80	81,82	1,82	2,27
9	65	65,15	0,15	0,23
10	56	56,71	0,71	1,27
11	85	87,12	2,12	2,49
12	58	58,1	0,1	0,17
13	95	96,06	1,06	1,12
14	58	59,19	1,19	2,05
15	50	51,81	1,81	3,62
16	67	67,56	0,56	0,84
17	85	85,28	0,28	0,33
18	74	78,28	4,28	5,78
19	68	67,98	0,02	0,03
20	69	68,97	0,03	0,04
21	78	79,32	1,32	1,69

7 CONCLUSÃO

Neste trabalho, a partir de um conjunto de métodos escolhidos em trabalhos desenvolvidos pela comunidade científica, foi implementado um algoritmo que através do processamento digital dos sinais de ultrassom Doppler calcula um dos principais parâmetros hemodinâmicos, o débito cardíaco (DC). No algoritmo proposto o DC é calculado de forma automática, sem medições em imagens e cálculos manuais.

Os resultados mostram que os valores calculados para cada amostra do DC pelo algoritmo proposto são próximos aos valores calculados pelo EEP, sendo a média dos DC calculados pelo EEP igual a 7,01L/min e pelo algoritmo proposto 6,8L/min. Os resultados foram analisados baseando-se em trabalho referência na área médica. Como o erro percentual associado aos limites de concordância é inferior a 20%, conforme critério adotado em pesquisas médicas, os limites de concordância são clinicamente aceitáveis. Portanto, verifica-se que algoritmo apresentou boa concordância em relação ao EEP. O erro percentual associado aos limites é 17,8%, desvio padrão e média dessas diferenças respectivamente iguais a 0,62L/min e -0,22L/min.

Portanto, os resultados obtidos neste trabalho, conforme premissa médica supracitada, demonstram que o algoritmo proposto é capaz de estimar o DC de um indivíduo de forma automática, sem a necessidade da realização manual de cálculos e medições em imagens. Porém, é importante salientar que o espaço amostral deve ser aumentado e os critérios de exclusão modificados, (expandindo a faixa etária e incluindo indivíduos que apresentam alterações cardiovasculares) para que o algoritmo possa ser considerado clinicamente aceitável e se tornar uma alternativa de substituição para o EEP.

7.1 Trabalhos Futuros

A continuação do trabalho tem como objetivo principal a produção de um software a partir do algoritmo proposto, que realize o processamento dos sinais de ultrassom do fluxo sanguíneo em tempo real, e que possa ser incorporado em um monitor de Débito Cardíaco por Ultrassom Doppler de Ondas Contínuas (DCUDOC), não invasivo, portátil, com tecnologia nacional e de baixo custo. Sendo assim, para alcançar este objetivo, faz necessário concluir algumas etapas como:

1) Inicialmente, deve-se fazer um estudo estatístico para determinar a quantidade de amostras com que deve-se testar o algoritmo, nesta primeira etapa, composta somente com indivíduos sadios e ecocardiograma com resultados dentro dos padrões considerados normais. Em seguida, realizar a aquisição das amostras. Em paralelo, buscar solução para o tratamento do sinal, em relação a estimação da DEP para a construção do sonograma, objetivando a não ocorrência de casos como o ilustrado na Figura 6.3. Portanto, sanar a questão da envoltória traçada pelo algoritmo, que apresenta uma velocidade máxima menor que a velocidade máxima para o mesmo ciclo cardíaco estimada pelo EEP, aprimorando, assim, a precisão do algoritmo.

2) Depois de resolvida a questão supracitada em relação ao algoritmo, projetar e implementar o módulo de aquisição dos sinais de ultrassom. Neste módulo há um circuito de demodulação em quadratura de fase que possibilita a separação do fluxo sanguíneo direto do reverso, necessário para a aquisição e tratamento das amostras que serão coletadas na próxima etapa, com a abrangência dos critérios de inclusão para incluir indivíduos com alterações cardiovasculares. Em paralelo a esta etapa, aperfeiçoar o algoritmo para processar os sinais de ultrassom Doppler em tempo real, e implementar o filtro para o cancelamento do ruído de fundo buscando substituir o software *WavPad Sound Editor* utilizado na primeira etapa de filtragem do sinal doppler abordada na seção 5.2. Optou-se somente por implementar o filtro para o cancelamento do ruído quando o algoritmo for aprimorado para processar os sinais de ultrassom Doppler em tempo real devido ao tempo restrito para a conclusão deste trabalho.

3) Em seguida, elaborar um novo protocolo que será submetido ao Comitê de Ética em Pesquisas com modificação dos critérios de inclusão dos pacientes para obtenção de amostras, com objetivo de testar o algoritmo em sinais de ultrassom Doppler de pacientes que apresentam alterações cardiovasculares e verificar se o algoritmo proposto poderá substituir o EEP na mensuração do débito cardíaco.

Assim, obtendo-se sucesso e alcançando todos os objetivos secundários citados, inicia-se o desenvolvimento do projeto e a implementação do software e hardware que compõe o DCUDOC. O protótipo do monitor deve então ser avaliado em relação ao método referência, chamado na área medica de padrão ouro, a Termodiluição realizada através da inserção do cateter de Swan-Ganz.

REFERÊNCIAS

- AYDIN N., Fan L. and Evans D. H. Quadrature-to-directional format conversion of Doppler signals using digital methods, *Physiological Measurement.*, Vol. 15, No 2, pp. 181-199, 1994.
- BAGGIO J. F. R.. Processamento de sinais Doppler para Obtenção de sonograma em tempo real, 2003, 107f, Mestrado em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, 2003.
- BEIN B., Worthmann F., Tonner P. H., Paris A., Steinfath M., Hedderich J., Scholz J.. Comparison of esophageal Doppler, pulse contour analysis, and real-time pulmonary artery thermodilution for the continuous measurement of cardiac output. *Journal of Cardiothoracic Vascular Anesthesia*, vol. 18, pp.185-189, 2004.
- BOLZAN, M.J.A. Transformada em ondeleta: uma necessidade, *Revista Brasileira de Ensino de Física*, vol. 28, n. 4, pp. 563–567, 2006.
- BLAND J. M. and Altman D. G.. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, Vol. 1, pp. 307–310, 1986.
- BRASIL, M.S Secretaria de Políticas de Saúde. Plano de atenção à hipertensão arterial e ao diabetes mellitus, Brasília, 2001.
- BRANDÃO, B. B., Darzé E. S., Melro M. C., Almeida L. A. L. e Lima A. C. de C.. Processamento digital dos sinais de ultrassom doppler do fluxo sanguíneo para o cálculo do débito cardíaco, Congresso Brasileiro de Automática - CBA, pp. 2257-2264, 2012.
- BULWER, B.E., Rivero, J.M. Echocardiography pocket guide: the transthoracic examination. Jones & Bartlett Publishers, 2011.
- CLOUTIER G., SHUNG K. K., DURAND L. G. Experimental evaluation of intrinsic and nonstationary ultrasonic Doppler spectral broadening in steady and pulsatile flow loop models. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol 40, pp. 786–795, 1993.
- CONOVER W. Practical Nonparametric Statistics. John Wiley and Sons, 1971.
- CONSIDERACIONES anatómicas y funcionales, Universidad de Cádiz, España, 2012. Disponível em : <<http://www2.uca.es/dept/enfermeria/socrates/cardio/01.htm>>acesso em : 20 mar. 2012
- COTRAN, R. S.; Kumar, V.; Collins, T. Robbins: patologia estrutural e funcional. 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.
- CRITCHLEY L. A. H. and Critchley J. A. J. H. A Meta-analysis of studies using bias and precision statistics to compare cardiac output measurement techniques. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, Vol. 15, No. 2, pp. 85-9, 1999.
- EVANS D. H. and McDicken W. N. Doppler Ultrasound, Physics, Instrumentation, and Signal Processing. John Wiley & Sons Ltd, 2ª ed, 2000.
- FORSBERG F., Oung H. and Needleman L. Doppler spectral estimation using time-frequency distributions. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, Vol. 46, No. 3, pp. 595-608, 1999.

- GABOR, D. Theory of communication, British Thomson Co., Ltd, Research Laboratory, 1946.
- GARCÍA F., Moreno E., Solano J., Barragán M., Sotomayor A., Fuentes M. and Acevedo P. Design of a continuous wave blood flow bi-directional Doppler system. Proceedings of Ultrasonics International (UI'05) and World Congress on Ultrasonics (WCU) Volume 44, Supplement 1, pp.307-312, 2006.
- GEORGE Y. and KIM Y.. Ultrasound Processing and Computing: Review and Future Directions. Annual Review of Biomedical Engineering , volume 1 (1), pgs 559 - 588, 1999.
- GUO Z, Durand L. G., Allard L., Cloutier G., Lee H. C. and Langlois Y. E. Cardiac Doppler blood flow signal analysis. Part I: Evaluation of the normality and stationarity of the temporal signal. Med.Biol. Eng. Comput., Vol. 31, No 3, pp. 237–242, 1993.
- GUYTON, A. C. and Hall, J. E. Tratado de Fisiologia Médica. Guanabara Koogan, 10ª ed. Rio de Janeiro – RJ, 2002.
- HAYKIN, Simon - Sistemas de comunicação analógicos e digitais 4.ed, Bookman, Porto Alegre, 2004
- HOLLANDER, M. and WOLFE, D. A. Nonparametric statistical methods. 2nd. ed. New York: John Wiley & Sons, 1999.
- HUANG C., Lee P., Chen P. and Liu T. Design and implementation of a smartphone-based portable ultrasound pulsed-wave doppler device for blood flow measurement. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, , Vol. 59, No. 1, pp. 182- 188, 2012.
- HUNSTSMAN, L. L., Sterart, D. K., Barnes, S. R., Franklin, S. B., Colocousis, J. S., Hessel, E. A. “Noninvasive Doppler determination of cardiac output in man. Clinical Validation.” Circulation – American Heart Association, volume 67, p593-602, 1983.
- IAZZETA, F. Efeito Doppler, ECA, Universidade de São Paulo, 2000. Disponível em: <<http://www.eca.usp.br/prof/iazzetta/tutor/acustica/doppler/doppler.html>> Acesso em: 12 ago. 2012.
- IFEACHOR, E. C. and Jervis B. W. Digital Signal Processing, a Practical Approach. Prentice Hall, 2ª ed, 2002.
- KLABUNDE, Richard E. Phd – Cardiovascular Physiology Concept – Lippincott Williams & Wilkins, 2005
- KERUT, E. K., McIlwain E. F., Plotnick G.D., Handbook of Echo-Doppler Interpretation, Blackweel Futura, 2ª ed, 2004.
- LATHI, B. P. Sinais e Sistemas Lineares 2ªed, Bookman, Porto Alegre, 2007
- MITUSHIMA, S. M. Monitorização Hemodinâmica: a utilização do cateter de Swan Ganz, Universidade Federal de São Paulo, 2003. Disponível em: <<http://www.unifesp.br/denf/NIEn/hemodinamica/index.htm>> Acesso em: 19 jul. 2012.
- OH J. K., Seward J. B. and Tajik A. J. The Echo Manual. LippincottWilliams and Wilkins, 2nd edition, 1999.
- PARK, T.H. Introduction To Digital Signal Processing: Computer Musically Speaking, World Scientific, 2010

- PINTO, R.M.F. Novas abordagens ao estudo de sinais biomédicos: análise em Tempo-Frequência e Transformada de Hilbert Huang, 2009. f.197, Doutorado em Engenharia Biomédica e Biofísica, Universidade de Lisboa, 2009.
- RICCI S., Dallai A., Boni E., Bassi L., Guidi F., Cellai A. and Tortoli P. Embedded System For Real-Time Digital Processing of Medical Ultrasound Doppler Signals. EURASIP Journal on Advances in Signal Processing, Volume 2008, Article ID 418235, 2008.
- ROUTH, H. F. “Doppler ultrasound - The Ability to Measure and Image Blood Flow”. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, volume 15 (6), pgs 31 - 40, 1996.
- RUGGIERO, M.A.G. e Lopes, V.L.R. Cálculo numérico: aspectos teóricos e computacionais, 2.^a ed., Makron Books, São Paulo, 1996.
- SATOMURA S. Ultrasonic Doppler Method for the Inspection of Cardiac functions. J. Acoust. Soc. Am., Vol.29, No. 2, pp. 1181-1185, 1957.
- SHUNG, K. K. Diagnostic Ultrasound : imaging and blood flow measurements. CRC Taylor & Francis Group, 2nd edition, 2006.
- SIEGEL, S., Castellan N. J. Jr. Estatística Não-Paramétrica para Ciências do Comportamento. Artmed, 2^a edição, 2008.
- STEFAN M. Nidorf, Michael H. Picard, Marco O. Triulzi, James D. Thomas, John Newell, Mary Etta King, Arthur E. Weyman New perspectives in the assessment of cardiac chamber dimensions during development and adulthood, Journal of the American College of Cardiology, Vol. 19, No. 5, pp. 983-988, 1992.
- STØYLEN, Asbjørn, 2010. Basic ultrasound, echocardiography and Doppler for clinicians, Norway University of Science and Technology, <<http://folk.ntnu.no/stoylen/strainrate/Ultrasound/#Doppler>>. Acesso em: 01/09/12.
- UBEYLI E. D. and Uler I. G. Spectral analysis of internal carotid arterial Doppler signals using FFT, AR, MA, and ARMA methods. Comput. Biol. Med., Vol 34, No 4, pp. 293–306, 2003.
- UBEYLI E. D. MATLAB for teaching Doppler ultrasound blood flow signal analysis to biomedical engineering students. International journal of engineering education, volume 23, número 6, pgs 1232-1244, 2007.
- ZABIHIAN, B., Ruano, M.G., Gonzalez, J.S., Nocetti, D.F.G. and Cruz, M.F. Solving practical issues of a portable Doppler Ultrasound system for blood flow assessment during coronary graft surgery. IEEE 7th International Symposium on Intelligent Signal Processing (WISP), 2011a.
- ZABIHIAN, B. and Ruano, M.G. Enhancing time-frequency parameters estimation for Doppler Ultrasound blood-flow signals. IEEE 7th International Symposium on Intelligent Signal Processing (WISP), INSPEC Accession Number 12316630, 2011b.
- ZABIHIAN, B., Teixeira C.A. and Ruano M.G. Noise Cancelation Techniq for Doppler Ultrasound Spetrogram Enhancement. Pan American Health Care Exchanges (PAHCE), DOI: 10.1109/PAHCE.2011.5871870, 2011c.

APÊNDICE - Termo de Consentimento livre e esclarecido

Projeto de Pesquisa: **Processamento digital dos sinais de ultrassom Doppler para medição e avaliação quantitativa do fluxo sanguíneo.**

1. Introdução e Objetivo:

O Sr(a) está sendo convidado a participar de um projeto de pesquisa sobre ultrassonografia Doppler. O seu médico solicitou este exame complementar, para melhor avaliar a sua função cardíaca.

A ultrassonografia do tipo Doppler é um exame não invasivo, indolor, realizado com colocação de transdutores sobre a pele, em regiões específicas, relacionadas com a posição do coração e dos grandes vasos sanguíneos. Para a interpretação deste exame, os sinais captados pelos transdutores são analisados e processados através de cálculos matemáticos sobre as características das ondas sonoras, com base em princípios da física, da química e da clínica médica. As técnicas de captura das ondas sonoras, assim como os cálculos complexos que são facilitados pela utilização de programas de computadores, estão em contínua avaliação científica e aprimoramento tecnológico, visando torná-los mais ágeis e mais reveladores das reais condições da função cardio-vascular.

O propósito desse estudo é desenvolver um *software* para a medição e análise quantitativa do débito cardíaco, de forma não-invasiva utilizando ultrassom Doppler.

Se o Sr.(a) aceitar participar deste estudo, no momento do exame de ultrassom Doppler, o Sr.(a) será contactado por um dos investigadores para eventuais esclarecimentos e obtenção de informações sobre sua evolução clínica. Além disso, os seguintes procedimentos serão realizados:

Ultrassonografia do tipo Doppler - Este é um exame do coração que será realizado durante seu acompanhamento clínico. O exame dura em torno de 30 minutos, não envolve radiação e não causa dor.

2. Riscos e Benefícios:

A Ultrassonografia Doppler é um exame indolor e não invasivo, ou seja, não envolve riscos decorrentes de punções ou procedimentos cirúrgicos.

Acreditamos que o aprimoramento técnico na interpretação dos sinais da Ultrassonografia Doppler ajudará no diagnóstico das doenças cardíacas, levando a escolha do melhor

Nome da Pessoa que obteve o consentimento:
--

Assinatura:

Coordenador do Estudo:

Dr. Eduardo S. Darzé – (71) 9966 0728

ANEXO



Salvador, 19 de dezembro 2011.

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA / HAN / UFBA

Ofício N° 94/11

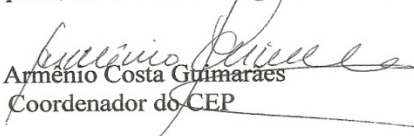
Ref. Projeto de Pesquisa - n.º 94/11

TITULO DO PROJETO: “Processamento Digital dos Sinais de Ultrassom Doppler para Medição e Avaliação Quantitativa do Fluxo Sanguíneo”

Pesquisador: Bruno Barros Brandão
Orientador: Antonio César de Castro Lima

O Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Ana Néri, após análise do projeto , acima citado , com Folha de Rosto n°485101, considera que o mesmo atende aos princípios éticos em pesquisa em seres humanos, segundo a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP CNS –MS). Diante do exposto julga o processo **APROVADO**.

Lembramos à necessidade do envio de relatório anual do andamento da pesquisa, dentro do cronograma citado no mesmo protocolo.


Dr. Armênio Costa Guimarães
Coordenador do CEP

Ilm^{as}

Pesquisador: Bruno Barros Brandão
Orientador: Antonio César de Castro Lima

Nesta