

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
FACULDADE DE ENGENHARIA
CAMPUS ILHA SOLTEIRA**

Ivo Sérgio Guimarães Brites

**ANÁLISE DE BULHAS CARDÍACAS USANDO *WAVELETS* VISANDO AUXILIAR
NO DIAGNÓSTICO MÉDICO**

Ilha Solteira

2014



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Ilha Solteira

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Ivo Sérgio Guimarães Brites

**ANÁLISE DE BULHAS CARDÍACAS USANDO *WAVELETS* VISANDO AUXILIAR
NO DIAGNÓSTICO MÉDICO**

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia
– UNESP - Campus de Ilha Solteira, como requisito
parcial para obtenção do título de Mestre em
Engenharia Elétrica.

Área de conhecimento: Automação.

Orientador: Prof. Dr. Nobuo Oki

Ilha Solteira

2014

FICHA CATALOGRÁFICA

Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

B862a Brites, Ivo Sérgio Guimarães.
Análise de bulhas cardíacas usando wavelets visando auxiliar no diagnóstico médico / Ivo Sérgio Guimarães Brites. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2014
99 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Automação, 2014

Orientador: Nobuo Oki
Inclui bibliografia

1. Bulhas cardíacas. 2. Auscultação cardíaca. 3. Classificação de sinal.
4. Transformada discreta de wavelet. 5. MATLAB (Programa de computador).
6. Desenvolvimento de software.



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA
FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO: Análise de bulhas cardíacas usando Wavelets visando auxiliar no diagnóstico médico

AUTOR: IVO SÉRGIO GUIMARÃES BRITES

ORIENTADOR: Prof. Dr. NOBUO OKI

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica ,
Área: AUTOMAÇÃO, pela Comissão Examinadora:

Prof. Dr. NOBUO OKI

Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

Profa. Dra. SUELY CUNHA AMARO MANTOVANI

Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

Prof. Dr. CARLOS AURÉLIO FARIA DA ROCHA

Departamento de Engenharia Elétrica / Universidade Federal de Santa Catarina

Data da realização: 14 de fevereiro de 2014.

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho à Danielle Cristina Lebelein pela
colaboração integral em meus estudos.

As minhas filhas, Cecilia Lebelein Brites e Livia Lebelein
Brites, amo vocês.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradeço a Deus, pela oportunidade da vida e por me guiar na direção do desenvolvimento intelectual.

Ao meu orientador, o professor Nobuo Oki, que sugeriu o tema deste trabalho. Agradeço muito a compreensão e a paciência do mesmo nos momentos em que precisava mudar meu foco entre os estudos e os trabalhos profissionais, além de alguns momentos em que me ajudou a refletir sobre críticas e sugestões sobre este trabalho, sempre de forma cordial.

Ao professor Rubén Augusto Romero Lázaro pelo incentivo, confiança, acompanhamento e dedicação no desenvolvimento do curso.

À minha amada esposa, Danielle Cristina Lebelein, pelo carinho, compreensão, apoio e confiança.

Aos meus pais, Adelino Brites e Terezinha Soares Guimarães Brites, que sempre foram minha referência em meus estudos.

Aos meus amigos do CIAPS Aduino Botelho, principalmente aos setores: TI e Gerencia Administrativa, pela compreensão e colaboração nos momentos em que tive que me ausentar.

Aos amigos integrantes da "república" identificada como "Cuiabá Forte em Ilha", sempre disponíveis para me apoiar em conhecimento da ciência matemática e assuntos administrativos escolares. Edgar Nascimento, Marcos Jose Gonçalves e Odilon Novaes Silva, meus sinceros agradecimentos.

Aos professores do Departamento de Engenharia Elétrica, pelos ensinamentos nas disciplinas cursadas e orientação.

Aos amigos que fiz durante o mestrado.

EPÍGRAFE

"Programar é a arte de dominar e organizar a complexidade"

Autor desconhecido

RESUMO

A presente dissertação teve como objetivo apresentar uma proposta de análise de bulhas cardíacas (sons produzidos pelo fechamento das válvulas do coração) usando Transformada Discreta de *Wavelet*. Neste trabalho as bulhas cardíacas, gravadas em um arquivo digital, foram processadas através da Transformada Discreta de *Wavelet* nível 6 da db7 e da db6 de Daubechies e feita uma análise de sua média e do seu desvio padrão. Com a métrica desvio padrão aplicada ao sexto nível da db6 de Daubechies para classificação de sinais normais e anormais em um banco de dados de 70 amostras obteve-se um acerto da ordem de 95,71%.

Palavras-chave: Bulhas cardíacas. Auscultação cardíaca. Classificação de sinal. Transformada discreta de *wavelet*, *Wavelet* Daubechies. MatLab. Banco de dados.

ABSTRACT

This dissertation aims to present a proposal for interpretation of heart sounds using Discrete Wavelet Transform. The heart sounds recorded in a digital file were processed using level 6 of db7 and level 6 of db6 Daubechies Discrete Wavelet Transform and extracting the media and standard deviation features. The standard deviation of level6 of db6 Daubechies Discrete Wavelet is are able to differentiate between normal and abnormal from database of 70 heart sound signals with 95.71% of correct classifications.

Keywords: Heart sounds. Heart auscultation. Classification of signals. Transform discrete wavelet. Wavelet Daubechies. Matlab. Database.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Estrutura do coração e curso do fluxo sanguíneo pelas câmaras cardíacas.	19
Figura 2	Potenciais de ação rítmicos em milivolts da fibra de Purkinje e de uma fibra muscular ventricular, registrada pro meio de microeletrodos.....	20
Figura 3	Eventos do ciclo cardíaco na função ventricular esquerda.	23
Figura 4	Válvulas mitral e aórtica	24
Figura 5	Amplitude das vibrações de diferentes frequências nos sons e sopros cardíacos em relação ao limiar da audibilidade.	28
Figura 6	Áreas da parede torácicas.	28
Figura 7	Auscultação em seu surgimento	32
Figura 8	O estetoscópio	35
Figura 9	Exemplos de <i>Wavelets</i> a) Onda Gaussiana (Primeira derivada da forma de onda Gaussiana; b) Chapéu Mexicano (Segunda derivada da forma de onda Gaussiana; c) Haar; d) Morlet (parte real).....	38
Figura 10	Dilação e translação de uma <i>wavelet</i> . a) dilação ($a_1=a_2/2$; $a_3=2a_2$); b)translação.....	40
Figura 11	Decomposição usando <i>wavelet</i> usando banco de filtros. Cada filtro recebe a entrada do nível prévio.....	47
Figura 12	Diagrama de Blocos do Sistema.....	50
Figura 13	Gráfico do sinal sonoro do coração.....	51
Figura 14	Faixas de frequência relativa.....	53
Figura 15	Fonocardiogramas do coração.....	53
Figura 16	Diagrama de como funciona a decomposição via <i>wavelet</i>	54

Figura 17	<i>Wavelet</i> 1-D.....	55
Figura 18	Gráfico da média da reconstrução do sinal pela <i>wavelet</i> db6 nível 6 com 70 amostras.....	57
Figura 19	Gráfico da média da reconstrução do sinal pela <i>wavelet</i> db6 nível 6.....	57
Figura 20	Gráfico da média da reconstrução do sinal pela <i>wavelet</i> db7 nível 6 com 70 amostras.....	58
Figura 21	Gráfico da média da reconstrução do sinal pela <i>wavelet</i> db7 nível 6.....	59
Figura 22	Gráfico do desvio padrão da reconstrução do sinal pela <i>Wavelet</i> db6 nível 6 com 70 amostras.....	60
Figura 23	Gráfico do desvio padrão da reconstrução do sinal pela <i>wavelet</i> db7 nível 6 com 70 amostras.....	61

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Retorno do comando <i>wavread</i> do MatLab	52
Tabela 2	Resultado da normal-dundee-8K_db6_d6.sai	61
Tabela 3	Resultado da AG_Anormal_8000_db6_d6.sai	62
Tabela 4	Resultados Obtidos com 70 amostras	63

LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIATURAS

AMR	Análise Multirresolução
Bit	<i>Binary digiT</i> (Digito Binário)
CWT	Transformada Contínua de <i>Wavelet</i> (<i>Continuous Wavelet Transform</i>)
DWT	Transformada discreta de <i>Wavelet</i> (<i>Discrete Wavelet Transform</i>)
ECG	Eletrocardiograma
IHC	Interação Homem-Computador
IHM	Interação Homem-Máquina
MATLAB	<i>Matrix Laboratory</i>
mV	MiliVolt
PCG	Fonocardiograma
PDA	Assistente Pessoal Digital (<i>Personal Digital Assistant</i>)
PC	Computador Pessoal (<i>Personal Computer</i>)
PSF	Posto de Saúde da Família
PSFs	Postos de Saúde da Família
S1	Primeira Bulha Cardíaca - Sístole
S2	Segunda Bulha Cardíaca - Diástole
WAVE	WAVEform audio format

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Motivação	16
1.2	Objetivos do trabalho	16
1.3	Organização do texto	17
2	FISIOLOGIA DO MÚSCULO CARDÍACO	18
2.1	Descrição do coração e seu funcionamento.....	18
2.2	O ciclo cardíaco.....	21
2.2.1	Função das válvulas.....	23
3	VÁLVULAS E BULHAS CARDÍACAS	26
3.1	Características das Bulhas Cardíacas	26
3.2	Áreas torácicas para a ausculta das bulhas cardíacas	27
3.3	Revisão de Literatura	29
4	AUSCULTAÇÃO CARDÍACA.....	31
4.1	História da auscultação	31
4.2	Auscultação na atualidade	32
4.3	O estetoscópio	35
5	FUNDAMENTAÇÃO MATEMÁTICA.....	37
5.1	<i>Wavelets</i>	37
5.2	Transformada de <i>Wavelet</i>	39
5.2.1	Transformada de <i>Wavelet</i> Contínua.....	40
5.2.2	Transformada Discreta de <i>Wavelet</i>	41
5.2.3	Equação escala, coeficientes de escala e equação <i>wavelet</i> associada. 44	
5.2.4	Transformada Rápida de <i>Wavelet</i>	46
6	ANÁLISE DAS BULHAS E RESULTADOS OBTIDOS	49

6.1	Diagrama de Blocos do Sistema de Tratamento	49
6.2	Criação do Banco de Dados.....	50
6.3	Software para manipulação dos arquivos de áudios	51
6.4	Matlab e a <i>toolbox</i> da <i>Wavelet</i>	51
6.5	Software em <i>Object Pascal</i>	55
7	CONCLUSÃO E FUTUROS TRABALHOS	65
	REFERÊNCIAS.....	67
	APÊNDICE A - SOFTWARE E DADOS	69
	APÊNDICE B - PUBLICAÇÕES	98

1 INTRODUÇÃO

As políticas utilizadas pelo governo na área da saúde caracterizam-se pelo seu acesso em atenção básica, média e alta complexidade. Sendo estes três níveis empregados como métricas na avaliação dos gastos em saúde pública.

A proporcionalidade no aumento da utilização da atenção média e da alta complexidade onera em demasia a rede de saúde pública. Nesta linha de pensamento, o governo brasileiro implementa ações focadas na expansão da atenção básica à saúde. Esta ação se justifica pela busca da universalização do acesso a saúde pelos brasileiros, inclusive neste sentido, a atenção básica à saúde foi inserida no projeto do Sistema Único de Saúde (SUS) brasileiro. A responsabilidade por este projeto é dividida entre as três esferas governamentais: a federal, a estadual e a municipal, cabendo a esta última a responsabilidade pela rede de atenção básica à saúde.

Segundo definição nacional, a atenção básica à saúde fundamenta-se em tecnologia e métodos práticos, cientificamente comprovados e socialmente aceitável, tornados acessíveis à população em geral, e com baixo custo.

Pode-se considerar atenção básica à saúde como o mecanismo de investimento do país, na prevenção de doenças que descobertas em estágio inicial, têm maior possibilidades de sucesso no tratamento, além de produzir “economia” em capital financeiro, logo diminui custos dos recursos públicos. O escopo principal desta modalidade de atendimento à saúde é vinculado ao desenvolvimento social e a universalização do acesso pela comunidade em geral.

Portanto, é o primeiro nível de contato da população com o sistema de saúde, que no Brasil ocorre nos PSFs (Posto de Saúde da Família), que ficam localizados o mais próximo possível do local onde as pessoas vivem e trabalham, para que seja possível, na visão principal do PSF, estabelecer um processo continuado de atenção à saúde.

Por outro lado, sabe-se que os principais motivos dos procedimentos médicos no mundo estão relacionados aos problemas cardiovasculares, dos quais se pode citar alguns como, o infarto do miocárdio, a parada cardiorrespiratória, a arritmia

entre outras. Estas patologias podem ser detectas por exames invasivos (causam incômodo ao paciente) por exemplo o cateterismo cardíaco e não invasivos.

Dentre os exames não invasivos, o diagnóstico utilizando os “sons” do coração (fonocardiograma), tem sido utilizado desde os anos 460 a.C na Grécia. Auscultação cardíaca se constitui em um método não invasivo e de baixo custo em diagnósticos, e faz parte da atenção básica. Durante as últimas décadas, a evolução de computadores e a sua introdução na prática clínica levaram a novas técnicas de análise do sinal, e vem substituindo à auscultação cardíaca por modernas técnicas de imagiologia para diagnóstico cardiovascular, embora a auscultação cardíaca ainda seja amplamente utilizada como uma técnica de triagem.

1.1 Motivação

Conforme conceitos da atenção básica à saúde citados anteriormente , a utilização de tecnologia e métodos científicos de baixo custo é de interesse para a sociedade. A criação destes dispositivos ou sistemas e sua disponibilização aos agentes de saúde e aos médicos, quando idealizados para servirem como ferramentas auxiliares na identificação de patologias, podem acelerar o diagnóstico, facilitando principalmente a triagem e encaminhamentos aos exames de maior complexidade.

A motivação deste trabalho é apresentar um modelo de um sistema automatizado que possa auxiliar os médicos a pré-diagnosticar o estado da válvula cardíaca e diversas patologias.

1.2 Objetivos do trabalho

A presente dissertação de mestrado tem como objetivo a análise das bulhas cardíacas (sinais sonoros do coração) utilizando transformadas de *wavelet* visando auxiliar no diagnóstico médico na atenção básica à saúde. O estudo dividiu-se em 4 áreas:

1. o estudo da fisiologia do coração humano;
2. as bulhas cardíacas;
3. fundamentação matemática básica.

4. descrição do processo de análise e de classificação;

1.3 Organização do texto

O texto da dissertação está organizado em 6 capítulos, além desta introdução sendo resumidos como:

No capítulo II, Fisiologia do Músculo Cardíaco descreve-se como é o funcionamento do coração humano, compreendendo sua anatomia e frequência de trabalho produzida pelos músculos excitatórios.

No capítulo III, Válvulas e Bulhas Cardíacas apresenta-se de forma objetiva a funcionalidade das válvulas do coração, estabelecendo um elo entre sua abertura aos sons escutados do coração humano. Informando as duas bulhas cardíacas audíveis.

No capítulo IV, Auscultação Cardíaca é apresentado o desenvolvimento da auscultação cardíaca em termos históricos e atuais.

No capítulo V, Fundamentação Matemática. Neste capítulo é apresentada a Transformada Discreta de *Wavelet*, técnica utilizada no trabalho para análise dos sons produzidos pelas bulhas cardíacas.

No capítulo VI, Análise das Bulhas e Resultado Obtidos, onde são apresentadas as etapas desenvolvidas para análise dos sinais sonoros do coração, a extração das características, o processo de classificação efetuado e os resultados obtidos

No capítulo VII apresentam-se as Conclusões e os Futuros Trabalhos.

2 FISILOGIA DO MÚSCULO CARDÍACO

Neste capítulo é introduzida a fisiologia do coração, sendo descritos o ciclo cardíaco e as funções das válvulas cardíacas, responsáveis pelos sons emitidos pelo coração visando dar subsídios para os próximos capítulos.

2.1 Descrição do coração e seu funcionamento

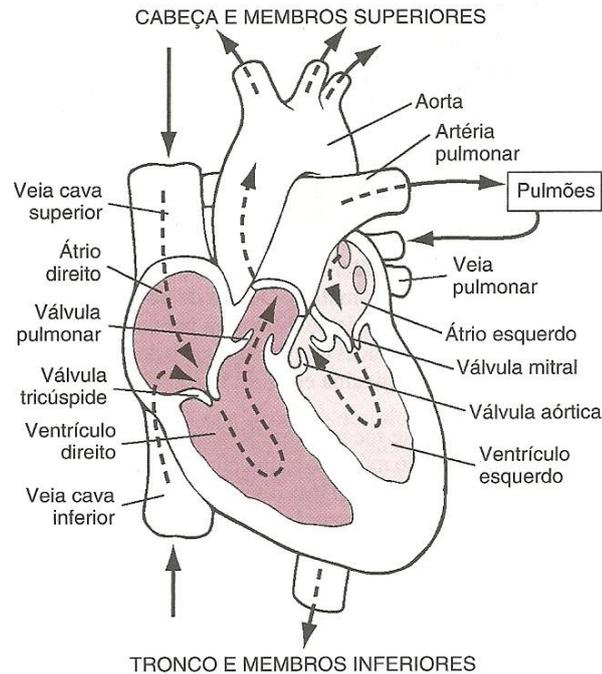
Segundo o tratado de fisiologia médica (GUYTON; HALL, 2002) o coração é formado por três tipos principais de músculos cardíacos, o músculo atrial, o músculo ventricular e fibras musculares especializadas excitatórias e condutoras.

Os músculos do tipo atrial e ventricular contraem-se de forma muito semelhante à do músculo esquelético, exceto que a duração de contração é bem maior.

O sistema excitatório controla a ritmicidade¹ da contração cardíaca (UGULINO NETTO, 2010). Na Figura 1 apresenta-se a estrutura do coração e o curso do fluxo sanguíneo pelas câmaras cardíacas e artérias. A troca de sangue entre as câmaras é regulada por válvulas, e segue o percurso a partir do átrio direito, válvula tricúspide, ventrículo direito, válvula pulmonar, artéria pulmonar, pulmões, veia pulmonar, átrio esquerdo, válvula mitral, ventrículo esquerdo e válvula aórtica. O objetivo é reoxigenação do sangue. A abertura e fechamento das válvulas produzem os sons cardíacos.

¹ Manter o ritmo em algo.

Figura 1 – Estrutura do coração e curso do fluxo sanguíneo pelas câmaras cardíacas.

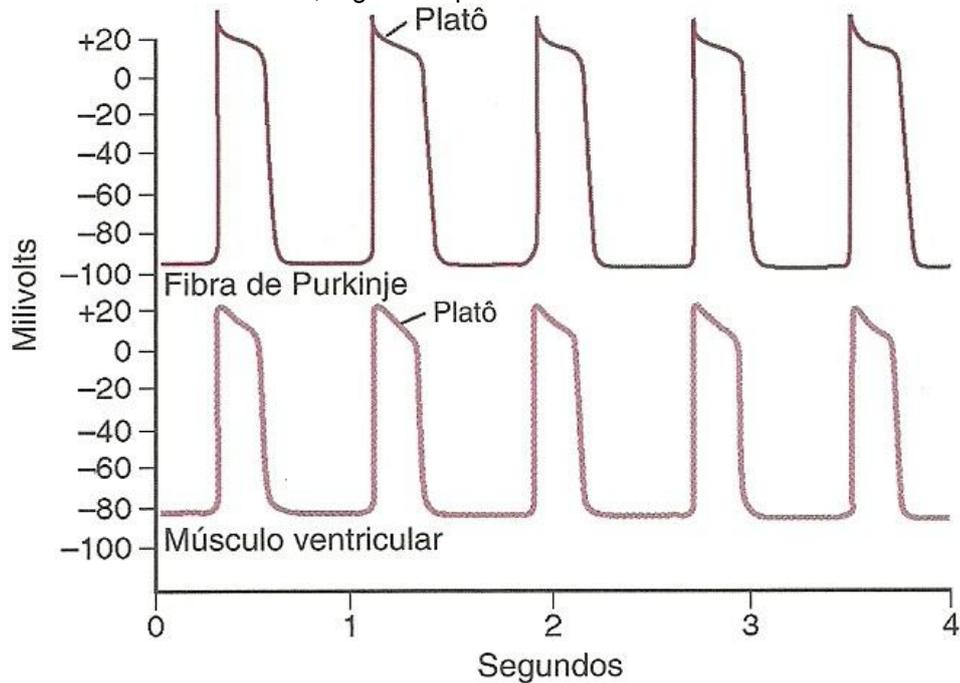


Fonte: Guyton e Hall (2002)

O potencial de ação registrado no músculo ventricular, mostrado no traçado inferior da Figura 2, tem cerca de 105 mV, o que significa que o potencial da membrana, normalmente negativo, entre os batimentos, por cerca de -85 mV, tem seu valor aumentado para um valor positivo, de cerca de $+20$ mV, durante cada batimento. Após a ponta inicial, a membrana permanece despolarizada por cerca de 0,2s no músculo atrial e cerca de 0,3s no músculo ventricular, apresentando um platô, como mostrado na Figura 2, seguido, ao final do platô, por abrupta repolarização. A presença desse platô no potencial de ação faz com que a contração muscular dure 15 vezes mais no músculo cardíaco que no músculo esquelético.

Pelo menos duas diferenças importantes entre as propriedades da membrana dos músculos cardíacos e esqueléticos apontam para o potencial de ação prolongada e o platô do músculo cardíaco

Figura 2 – Potenciais de ação rítmicos em milivolts da fibra de Purkinje e de uma fibra muscular ventricular, registrada pro meio de microeletrodos.



Fonte: Guyton e Hall (2002)

Primeiro, o potencial de ação do músculo esquelético é provocado pela abertura repentina de grande número dos chamados canais rápidos de sódio, que permitem a entrada de grande quantidade de íons sódio para a fibra muscular esquelética. Esses canais são chamados canais “rápidos”, e recebem esta denominação porque somente permanecem abertos durante poucos décimos de milésimos de segundo, fechando-se, em seguida. Ao final desse fechamento, ocorre a repolarização, e o potencial de ação termina dentro de cerca de um décimo de milésimo de segundo ou pouco mais (GUYTON; HALL, 2002).

Por outro lado, no músculo cardíaco, o potencial de ação é provocado pela abertura de dois tipos de canais: (1) os mesmos canais rápidos de sódio, como no músculo esquelético, e (2) outra população, inteiramente diferente, de canais lentos de cálcio, também chamados canais cálcio-sódio. Essa segunda população de canais difere dos canais rápidos de sódio por terem abertura mais lenta, e, o que é mais importante, permanece aberto por vários décimos de segundo. Durante esse tempo, grande quantidade de íons cálcio e sódio fluem, por esses canais, para o interior da fibra muscular cardíaca, o que mantém prolongado a despolarização, causando o platô no potencial de ação.

A segunda diferença funcional importante entre o músculo cardíaco e o músculo esquelético que ajuda a explicar o potencial de ação prolongado e seu platô, imediatamente após o início do potencial de ação, é a diminuição da permeabilidade da membrana do músculo cardíaco para os íons potássio por cerca de cinco vezes, efeito que não ocorre no músculo esquelético. Essa redução de permeabilidade ao potássio pode ser provocada pelo influxo excessivo de cálcio pelos canais de cálcio. Independentemente de sua causa, a permeabilidade reduzida ao potássio diminui acentuadamente o fluxo de íons potássio durante o platô do potencial de ação, impedindo o retorno precoce da voltagem do potencial de ação para seu valor de repouso.

Quando os canais lentos de cálcio e de sódio fecham ao término de 0,2s a 0,3s, e o influxo de íons cálcio e sódio cessa, a permeabilidade da membrana para os íons potássio aumenta rapidamente, essa perda rápida de potássio, pela fibra, retorna o potencial de ação para o seu valor de repouso, finalizando o potencial de ação.

Estes fluxos dos canais de íons de cálcio, sódio e potássio na geração de potenciais elétricos podem ser mais bem entendidos pelo estudo da biofísica.

2.2 O ciclo cardíaco

O ciclo cardíaco refere-se aos eventos relacionados ao fluxo e pressão sanguíneos que ocorrem desde o início de um batimento cardíaco até o próximo batimento.

O ciclo é dividido em dois períodos, o de relaxamento, chamado diástole, quando o coração recebe o sangue proveniente das veias, e o de contração, denominado sístole, quando ejeta o sangue para as artérias.

Cada ciclo inicia-se pela geração espontânea de um potencial de ação, no nodo sinusal que é responsável por marcar o passo natural. Esse nodo localiza-se na parte lateral superior do átrio direito, próximo à abertura da veia cava superior, Figura 1 e o potencial de ação se propaga rapidamente pelos átrios e, depois, para os ventrículos. Devido a essa disposição especial do sistema de condução dos átrios para os ventrículos, existe um retardo de mais de 1/10s, durante a passagem do impulso cardíaco dos átrios para os ventrículos. Isso permite que os átrios

contraíam-se antes dos ventrículos, bombeando sangue para os ventrículos antes do início da forte contração ventricular. Desse modo, os átrios funcionam como bombas de escorva² para os ventrículos, e esses ventrículos, por sua vez, fornecem a maior parte da força que vai propelir o sangue pelo sistema vascular.

O ciclo cardíaco deve ser analisado conforme sua ritmicidade, nele pode-se observar, mesmo em corações sadios, alterações provenientes da necessidade de mais oxigenação pelo desgaste físico, e até mesmo por critérios mentais relacionados ao nervosismo, angustias, entre outros. Entretanto seguindo um padrão em sua frequência / tempo.

A ritmicidade linear do ciclo cardíaco foi identificada como o principal método de classificação do sinal sonoro do coração como normal ou anormal pelo sistema protótipo.

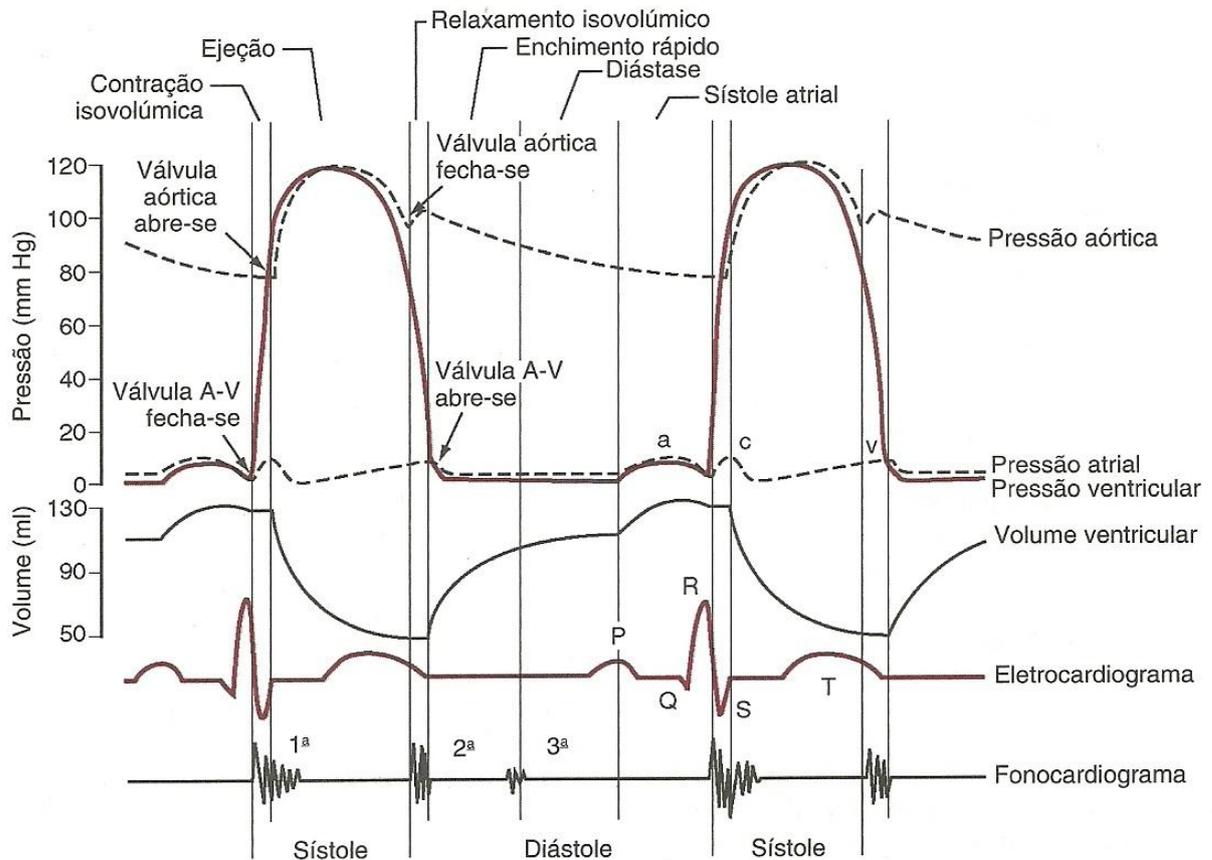
Visando os objetivos deste trabalho com interesse nos sons cardíacos, os procedimentos de diástole e sístole produzem alguns sons que podem ser usados na interpretação do funcionamento adequado do coração.

Mostram-se na Figura 3, os diferentes eventos durante o ciclo cardíaco, para o lado esquerdo do coração.

Os três traçados superiores mostram as variações de pressão na aorta, no ventrículo e átrio esquerdos, respectivamente. O quarto traçado mostra as variações do volume ventricular, o quinto, o eletrocardiograma, e o sexto, um fonocardiograma, que é o registro dos sons produzidos pelo coração – principalmente pelas válvulas cardíacas – durante o bombeamento (GUYTON; HALL, 2002). É importante o entendimento dessa Figura, para compreensão das causas de todos os eventos mostrados.

² A característica mais marcante da bomba de escorva é a eliminação do ar existente no interior da bomba e da tubulação de sucção. Esta operação consiste em preencher com o fluido a ser bombeado todo o interior da bomba e da tubulação de sucção, antes do acionamento da mesma.

Figura 3 – Eventos do ciclo cardíaco na função ventricular esquerda.



Fonte: Guyton e Hall (2002)

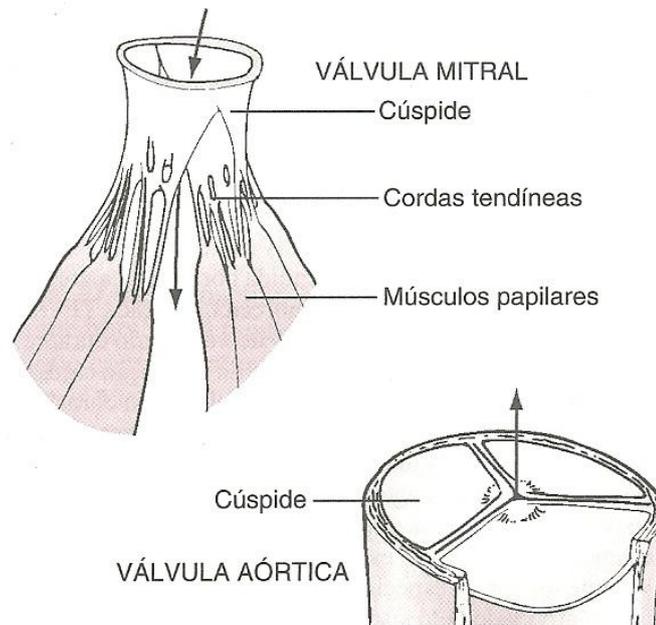
2.2.1 Função das válvulas

As válvulas A-V (válvulas tricúspide e mitral) impedem o retorno do sangue dos ventrículos para os átrios durante a sístole, e as válvulas semilunares (válvulas aórtica e pulmonar) impedem o retorno do sangue das artérias aorta e pulmonar para os ventrículos, durante a diástole. Todas essas válvulas, mostradas na Figura 4, fecham-se e abrem-se passivamente. Isto é, elas fecham-se quando um gradiente retrógrado de pressão empurra o sangue para trás, e abrem-se quando um gradiente de pressão, dirigido para diante, força o sangue para diante. Por razões anatômicas, os folhetos delgados das válvulas A – V necessitam de um fluxo retrógrado muito pequeno para se fechar, enquanto as válvulas semilunares, bem mais espessas, necessitam de um fluxo retrógrado rápido, durante alguns milissegundos (GUYTON; HALL, 2002).

A relação das bulhas cardíacas com o bombeamento cardíaco é observada na auscultação do coração pelo estetoscópio, todavia não se ouve a abertura das

válvulas, pois esse é um processo que se desenvolve com relativa lentidão e que normalmente não produz sons. Entretanto, quando as válvulas se fecham, os folhetos das válvulas e os líquidos circundantes vibram, sob a influência dos diferenciais abruptos de pressão que se desenvolvem, originando sons que se propagam, em todas as direções, pelo tórax.

Figura 4 – Válvulas mitral e aórtica



Fonte: Guyton e Hall (2002)

Quando os ventrículos se contraem, ouve-se primeiro o som produzido pelo fechamento das válvulas A – V. A vibração é de timbre grave e é relativamente longa e contínua, sendo conhecida como a primeira bulha cardíaca. Quando a válvula aórtica e pulmonar se fecham, ao final da sístole, ouve-se um estalido rápido, porque essas válvulas se fecham rapidamente, e as estruturas circundantes vibram por breve período. Esse som é chamado de segunda bulha cardíaca (GUYTON; HALL, 2002).

Portanto, pode-se definir uma bulha cardíaca como as manifestações acústicas geradas pela abertura e fechamento das válvulas A - V que provocam a liberação do sangue em diversas estruturas cardíacas e nos grandes vasos.

Na literatura especializada de fisiologia humana (GUYTON; HALL, 2002), há um consenso da existência de mais 2 bulhas, denominadas terceira e quarta bulhas

cardíacas, não audíveis ao ouvido humano, por isso não fazem parte do tratamento teórico desta pesquisa.

3 VÁLVULAS E BULHAS CARDÍACAS

Neste capítulo descrevem-se com mais detalhes a produção das bulhas cardíacas, suas características, a localização dos principais pontos para sua detecção e uma revisão de literatura com alguns trabalhos que nortearam esta pesquisa.

3.1 Características das Bulhas Cardíacas

Como apresentado anteriormente, o fechamento das válvulas cardíacas está associado a sons audíveis. Por outro lado, nenhum som audível ocorre na abertura das válvulas.

Segundo Guyton e Hall (2002), auscultando-se o coração normal com um estetoscópio, ouve-se um som frequentemente descrito com “lub, dub, lub, dub”. O “lub” está associado ao fechamento das válvulas atrioventriculares (A – V) no início da sístole, e o “dub” é associado ao fechamento das válvulas semilunares (aórtica e pulmonar) no final da sístole. O “lub” é chamado de primeira bulha cardíaca, e o “dub”, de segunda bulha cardíaca, visto que se considera que o ciclo normal de bombeamento cardíaco começa com o início da sístole, quando ocorre o fechamento das válvulas A – V.

A vibração produzida pelo encontro dos folhetos valvulares foi a primeira explicação utilizada como causa das bulhas cardíacas, entretanto, foi demonstrado que esse efeito é responsável por pouco, ou nenhum som, já que o sangue entre os folhetos valvulares atua como amortecedor, impedindo sons audíveis. Em vez disso, a causa é atribuída à vibrações das válvulas retesadas imediatamente após o fechamento, juntamente com a vibração do sangue adjacente, das paredes cardíacas e dos grandes vasos em torno do coração. Isto é, na geração da primeira bulha cardíaca, (referenciado no trabalho como S1), a contração dos ventrículos, produz um súbito refluxo de sangue contra as válvulas A – V, causando sua protrusão atrial, até que as cordas tendíneas façam cessar, abruptamente, essa

protrusão³ retrógrada.. Os dois componentes da primeira bulha cardíaca podem ser identificados como M1 (válvula mitral) e T1 (válvula tricúspide).

A segunda bulha cardíaca (referenciado no trabalho como S2) resulta do fechamento súbito das válvulas semilunares. Ela é constituída por dois componentes, o primeiro do fechamento da válvula aórtica (A2) e o segundo da válvula pulmonar (P2). Quando elas se fecham, produzem protrusão retrógrada em direção aos ventrículos, e sua distensão elástica faz o sangue refluir para as artérias, e um curto período de reverberação do sangue nas paredes das artérias e ventriculares. As vibrações que ocorrem nas paredes arteriais são transmitidas, principalmente, ao longo das artérias. Quando as vibrações nos vasos e nos ventrículos entram em contato com uma “tábua ressonante”, como é a parede torácica, é produzido um som audível.

A duração de cada uma das bulhas cardíacas é ligeiramente maior que 0,10s – a primeira bulha, cerca de 0,14s, e a segunda bulha, cerca de 0,11s. A razão de a segunda bulha ser mais curta deve-se ao fato de as válvulas semilunares serem mais retesadas de que as válvulas A – V, e por isso vibram por período de tempo mais curto.

A faixa audível de frequência das primeiras e segundas bulhas cardíacas inicia-se em aproximadamente 40 ciclos/s, e alcança patamar superior a 500 ciclos/s, conforme observa-se na Figura 5. Quando são utilizados equipamentos eletrônicos para o registro destes sons, a maior proporção dos sons gravados é observada em frequências e sons abaixo da faixa audível, ou seja, de 3 a 4 ciclos/s até 20 ciclos/s. Por essa razão, parcela maior de bulhas cardíacas podem ser registradas eletronicamente nos fonocardiogramas, enquanto são inaudíveis com o estetoscópio.

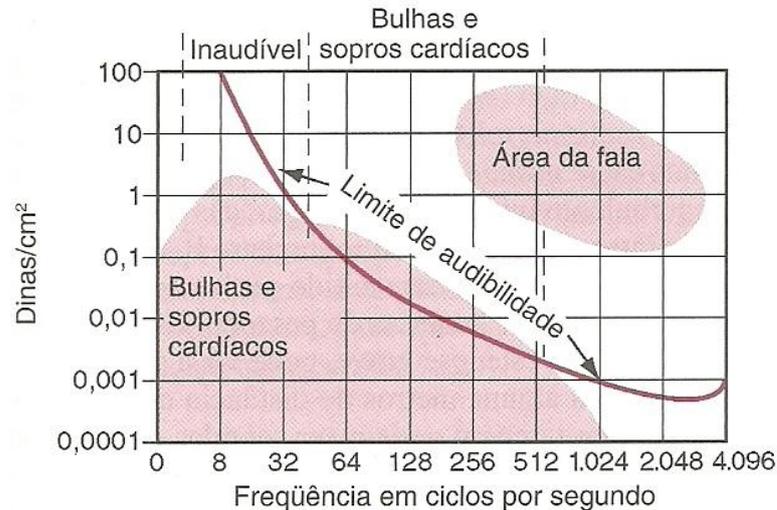
3.2 Áreas torácicas para a ausculta das bulhas cardíacas

O ato de auscultar diz-se para quando se ouve os sons do corpo, geralmente com o auxílio do estetoscópio. Mostram-se na Figura 6, as áreas da parede torácica nas quais os diferentes sons valvulares podem ser mais bem distinguidos.

³ Movimento ou deslocamento, geralmente de um órgão, para frente.

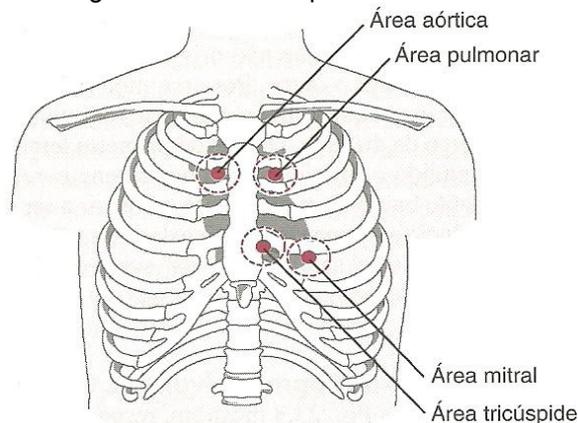
Embora os sons de todas as válvulas possam ser ouvidos em todas essas áreas, o cardiologista distingue os sons das diferentes válvulas por um processo de eliminação, ou seja, selecionando os componentes sonoros mais altos, de cada válvula analisada.

Figura 5 – Amplitude das vibrações de diferentes frequências nos sons e sopros cardíacos em relação ao limiar da audibilidade.



Fonte: Guyton e Hall (2002)

Figura 6 – Áreas da parede torácicas.



Fonte: Guyton e Hall (2002)

As áreas para ausculta das diversas bulhas cardíacas não se localizam diretamente sobre as próprias válvulas. A área aórtica situa-se ao longo e acima da aorta, devido ao sentido de transmissão do som para cima. A área pulmonar localiza-se ao longo da artéria pulmonar. A área tricúspide fica localizada sobre o ventrículo direito, e a área mitral, sobre o ápice cardíaco, que é a porção do ventrículo esquerdo mais próximo da superfície da parede do tórax por causa da

rotação do coração, de modo que a maior parte do ventrículo esquerdo encontra-se oculta atrás do ventrículo direito.

Pela proximidade dos sons dos pulmões o procedimento de auscultação cardíaca deve ser realizado com atenção.

3.3 Revisão de Literatura

Na realização deste trabalho, foram utilizadas algumas referências que tratam a interpretação e análise dos sinais sonoros do coração humano. Comenta-se a seguir, alguns dos principais artigos pesquisados listados em ordem decrescente do ano de publicação.

Em Karmakar (2012) foi utilizada a transformada *Wavelet* para caracterização do sinal fonocardiograma (PCG) em um sistema de autenticação biométrica. Através de um banco de dados de 10 voluntários, entre as faixas etárias de 20 a 40 anos, conclui que é possível usar o PCG como reconhecimento de indivíduos nos sistemas biométricos modernos com alto índice de segurança contra falsificações.

É descrito em Singh et al. (2011) como utilizar a fonocardiograma para identificação biométrica, onde demonstra a dificuldade de falsificação, comparando com os métodos de identificação tradicionais, como as impressões digitais, íris, entre outros.

Em Yuenyong et al. (2011) é proposto a análise do sinal sonoro do som do coração sem segmentação. Na análise de sinais sonoros um dos passos utilizados é a segmentação do sinal, visando separar em intervalos de interesse. No entanto, devido a complexidade dos sinais gerados por certas patologias, nesta segmentação podem ocorrer falhas.

Fatemian (2009) realizou uma pesquisa sobre a união de dois métodos cardíacos, o Eletrocardiograma (ECG) e Fonocardiograma (PCG) como mecanismos de identificação de indivíduos humanos em aplicações biométricas.

Gebbal e Bereksi-Reguig (2008) propuseram uma métrica baseada no desvio padrão dos coeficientes de detalhes para classificar os sinais em normais e anormais envolvendo, sinais com sopros normais e sinais com coarctação da aorta. Nesta proposta foi analisado apenas um ciclo cardíaco de cada sinal.

Em Syed et al. (2007) é descrito um sistema de classificação de sons produzidos pelo coração utilizando sinais eletrocardíacos (ECG) para auxiliar na segmentação do sinal sonoro do coração e determinar os períodos de sístole e diástole. Utilizam algoritmos de agrupamentos para classificar os sinais sonoros.

Taplidou et al. (2006) mostram que pela transformada *Wavelet* conseguem revelar e analisar características não lineares dos sons do coração. Por meio de um banco de dados de sons de coração compostas de patologias cardiovasculares, conseguiram estruturar o domínio em tempo-frequência para quantificar a evolução dos sons e sopros cardíacos.

Debbal (2006) propôs um método de classificação baseado nos espaçamentos dos picos A2 e P2 do sinal S2. A classificação proposta neste artigo obteve um caso normal e três patologias denominadas de: *Pulmonary stenosis*, *Atrial septal defect* e *Mitral stenosis*.

Martínez et al. (2006) desenvolveram uma tese sobre um sistema completo de ajuda ao telediagnóstico de doenças cardiovasculares baseados em sons cardíacos. Usaram no trabalho o processamento do sinal fonocardiograma (FCG), para estabelecer o melhor tipo de arquivo digital, para armazenar e transmitir de forma remota. Na análise foi utilizando o software MatLab e a Transformada *Wavelet*.

Em Reed et al.(2004) é mencionado a importância do espaçamento existente entre picos do segundo sinal sonoro do coração (S2), referentes ao fechamento das válvulas aórtica e pulmonar, sendo denominada de A2 e P2. Afirmam ainda que a existência de espaçamento entre estes dois picos pode ser um indicativo de existência de patologia.

Baseando-se em Yulenyong (2011) e Gebbal e Beredksi-Reguig (2008) tem-se como proposta deste trabalho a realização da análise do sinal sonoro do coração, bulhas cardíacas sem a ocorrência da segmentação e utilizando como métrica para classificação destes sinais a média e o desvio padrão da decomposição nível 6 da db7 e nível 6 da db6, ambas de Daubechies da Transformada *Wavelet*.

4 AUSCULTAÇÃO CARDÍACA

Neste capítulo faz-se um breve histórico da auscultação e o seu papel na evolução para os novos estudos e instrumental em fisiologia médica. Descreve-se também neste item, o equipamento utilizado para auscultação, o estetoscópio.

4.1 História da auscultação

A auscultação dos sons cardíacos data do período entre os anos 460 a 370 a.C., quando Hipócrates escutava os sons do peito de pacientes. Isto era feito colocando os ouvidos em contato direto com o peito dos pacientes.

Harvey (1628) foi o primeiro a indicar em sua obra “De Motu Cordis” em 1628 que a função principal do coração era bombear sangue através das veias e artérias, e realizou a primeira descrição dos sons cardíacos.

Hooke (1705), citado por Martínez-Cabeza de Vaca Alajarín (2006), como a primeira pessoa a entender a importância da auscultação como método para descobrir possíveis “problemas” internos ao corpo humano, e em 1715, James Douglas realizou a primeira associação entre sons cardíacos e condições patológicas. No entanto, o método da auscultação direta apresentava limitações técnicas e sociais que não o fazia muito popular.

O grande impulso na auscultação cardíaca veio com a invenção em 1816 por parte de R.T.H. Laennec, do estetoscópio (do grego: stethos = peito, shopein – examinar), criando assim o primeiro instrumento de diagnóstico utilizado pelos médicos. O instrumento inicialmente era constituído de um cilindro que era posicionado entre o peito do paciente e os ouvidos do médico, e amplificava os sons cardíacos e pulmonares. Este primeiro protótipo, observado na Figura 7, evitava as resistências de alguns pacientes a que o médico utilizasse o ouvido diretamente sobre seu peito. Depois da invenção do estetoscópio, Laennec contribuiu também descrevendo uma metodologia sistemática para o exame físico, proporcionando uma base técnica e científica para relacionar os eventos do ciclo cardíaco pela observação dos padrões encontrados.

Figura 7 – Auscultação em seu surgimento



Fonte: Sons Cardíacos e Pulmonares (2013)

No princípio, o estetoscópio tinha alguns críticos, mas em 1830 seu uso já era bastante comum. Imediatamente se sucederam novos avanços em seu desenvolvimento. No entanto, os principais avanços na natureza dos sons e sopros cardíacos (anomalia) e sobre o seu significado clínico tiveram que esperar a chegada de novas tecnologias, como os raios X, o cateterismo cardíaco esquerdo e direito, os estudos angiográficos (estudo dos vasos do corpo humano), a Fonocardiografia externa e as correlações ecocardiográficas – fonocardiográficas.

O eletrocardiograma (ECG) moderno foi inventado por W. Einthoven, que recebeu o prêmio Nobel em 1924 por suas contribuições na eletrocardiografia. Foi também o primeiro a registrar os sons cardíacos em 1907, ao inventar o fonocardiógrafo.

Rappaport e Sprague (1941), citado por Martínez-Cabeza de Vaca Alajarín (2006), como os que relacionaram os princípios físicos dos sons cardiovasculares com os registros fonocardiográficos, mostrando como o estetoscópio e o peito modificam as frequências percebidas pelos ouvidos humanos, e melhoraram a auscultação mediante a combinação da campânula e diafragma em uma única peça.

4.2 Auscultação na atualidade

A importância da auscultação cardíaca se manteve até princípio dos anos 80, quando um médico bem treinado na sua formação universitária podia obter

um diagnóstico definitivo do paciente por um exame minucioso de auscultação. Muitas vezes, eles podiam prever com precisão uma válvula extenuada, a benignidade de um sopro funcional em uma criança, ou um grau no septo interatrial ou interventricular para futuras providências.

Durante os últimos 20 anos, a importância da auscultação cardíaca tem diminuído frente ao avanço de outras técnicas de diagnósticos usando alta tecnologia. No entanto, embora estas técnicas permitam obter diagnósticos muito mais confiáveis que a auscultação, trata-se de técnicas extremamente custosas, não disponíveis na maioria dos ambulatórios cardiológicos públicos, assim como na totalidade dos Centros de Atenção Básica a Saúde. Em outras ocasiões se tratam de técnicas invasivas, cuja aplicação ao paciente provoca mal estar e dor em sua execução.

A perda da importância da auscultação, provocada pelas outras técnicas de diagnósticos cardiovasculares, é o principal motivo da diminuição das habilidades de auscultação do profissional médico.

Existem algumas vantagens para o uso da auscultação cardíaca, são elas:

- a) apresentam uma boa relação custo-benefício;
- b) método não invasivo;
- c) oferece a possibilidade de fazer rotinas de observações com baixo custo;
- d) permite a detecção imediata dos principais resultados
- e) realiza uma triagem para o uso de outras tecnologias mais caras para o diagnóstico, como por exemplo o Ecocardiografia Doppler.

Estudos similares revelam que apenas 20% dos eventos cardíacos significativos são reconhecidos corretamente mediante a auscultação, utilizado com mais frequência pelos médicos residentes de pediatria. Contrasta com análise ecocardiográfica, que é de 33%, conforme foi observado por (MARTÍNEZ-CABEZA DE VACA ALAJARÍN, 2006).

No entanto, a auscultação é ainda a primeira ferramenta de análise que se emprega para avaliar o estado funcional do coração, e o primeiro indicador utilizado para remeter o paciente ao especialista. Neste método, o médico trata de identificar e separar os diferentes ruídos que compõem o ciclo cardíaco, conforme foi

apresentado anteriormente, no Capítulo 2, realizando depois uma síntese das características extraídas.

Entretanto, muitas condições patológicas do sistema cardiovascular que se revelam nos sons e sopros cardíacos gerados, são como praxe médica, confirmados depois pelo emprego de outros tipos de exames como o ECG.

Conforme cita Martinez-Cabeza de Vaca Alajarín (2006), apesar dos grandes avanços realizados no campo da auscultação cardíaca, seu estado de desenvolvimento é inferior a outras técnicas diagnósticas como a eletrocardiografia, devido principalmente a:

- a) um conhecimento insuficiente sobre a origem dos sons cardíacos;
- b) a subjetividade das interpretações do diagnóstico (agravado pelo fato do ouvido humano não estar bem adaptado na auscultação);
- c) a forte dependência com a experiência;
- d) carência de técnicas de análise quantitativas amplamente aceitas e da documentação objetiva;
- e) pobre resposta em frequência dos estetoscópios comerciais.

A Fonocardiografia, definida como o registro das vibrações sonoras do coração a partir do fonocardiógrafo de Einthoven, foi introduzida para evitar estas limitações da técnica auscultatória. O fonocardiograma (PCG) consiste na representação gráfica das ondas sonoras produzidas pelo coração, registradas com um microfone de alta sensibilidade colocado em uma região do peito do paciente, sendo estas regiões responsáveis por diferentes componentes dos sons cardíacos. No entanto, o avanço tecnológico das técnicas de imagens cardiográficas produziu um desuso generalizado dos velhos equipamentos fonocardiográficos clássicos.

A triagem para os centros especializados em cardiologia públicos poderia ser mais eficiente, sabendo que em alguns casos a interpretação de alguns sopros benignos poderiam ser corretamente discriminados pelo médico de atenção básica, evitando custos e filas dos centros especializados, além de contribuir para melhorar o encaminhamento para outros exames correlacionados para as possíveis patologias pré-diagnosticadas pelos sons cardíacos.

Portanto, a proposição de uma alternativa envolvendo os sons cardíacos poderia vir a auxiliar o médico da atenção básica (PSF) na emissão de um pré-diagnóstico .

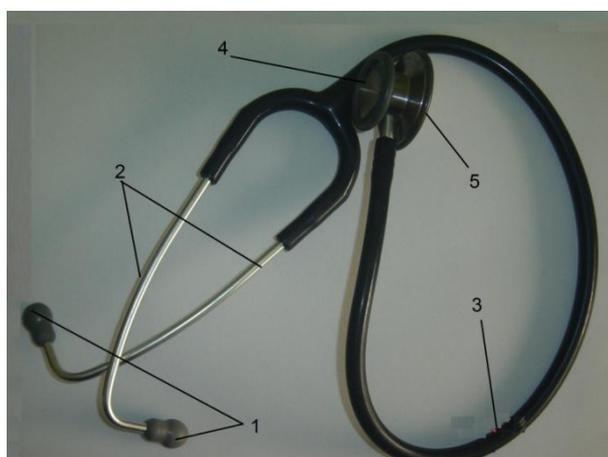
4.3 O estetoscópio

Os Estetoscópios utilizados para auscultação na atualidade são resultado de uma evolução deste instrumento desde a sua invenção por Laennec em 1816. Com o passar do tempo foram introduzidas modificações ao desenho original. Os modelos atuais dispõem de (1) olivas para os ouvidos, (2) são binaurais, (3) tubo flexível e dois sensores, denominados de (4) campânula e (5) diafragma, conforme Figura 8.

O diafragma é utilizado para sons e sopros de alta frequência (100 – 1000 Hz), filtrando as frequências inferiores. Deve-se ter em mente a necessidade de um posicionamento correto do diafragma no peito, evitando desta forma a interferência de outros sinais, como os sons produzidos pelos pulmões (MARTÍNEZ-CABEZA DE VACA ALAJARÍN, 2006).

A qualidade do material do qual um estetoscópio é construído influencia na qualidade dos sons percebidos pelo médico. Desta forma, no comércio especializado em instrumentação médica são encontrados várias marcas e modelos, com diferentes características que fundamentam sua qualidade e abrangência na captura do sinal sonoro.

Figura 8 – O estetoscópio



Fonte: Próprio Autor

A classificação de boa ou má qualidade de sons capturados pelo estetoscópio baseia-se na medição de sua resposta em frequência, sendo o diâmetro do tubo um dos principais fatores para determinação da sua sensibilidade. Os sons de frequências altas sofrem um processo de filtragem maior à medida que há um aumento no comprimento do tubo (os sons de baixa frequência são menos afetados por esta filtragem), recomendando-se portanto, que o comprimento do tubo seja o menor possível.

A aplicação da eletrônica junto ao estetoscópio clássico resolveu alguns inconvenientes referentes à aquisição do sinal, proporcionando também uma série de melhorias a este instrumento. O primeiro estetoscópio elétrico foi introduzido em 1923 para ser utilizado por vários ouvintes com fins didáticos, e em 1952 surgiu o primeiro dispositivo com amplificação ou atenuação no sinal sonoro.

O grande desenvolvimento da microeletrônica tem permitido que na atualidade exista um grande número de novos dispositivos que interpretam sinais da fisiologia humana, oferecendo possibilidades interessantes como o filtro seletivo, conexão com *Personal Computer*, o PC ou PDA (*Personal Digital Assistant*) ou *smartphone* ou *tablet* para o armazenamento de dados, compensação dos defeitos auditivos, com o uso de software e equipamentos adequados.

5 FUNDAMENTAÇÃO MATEMÁTICA

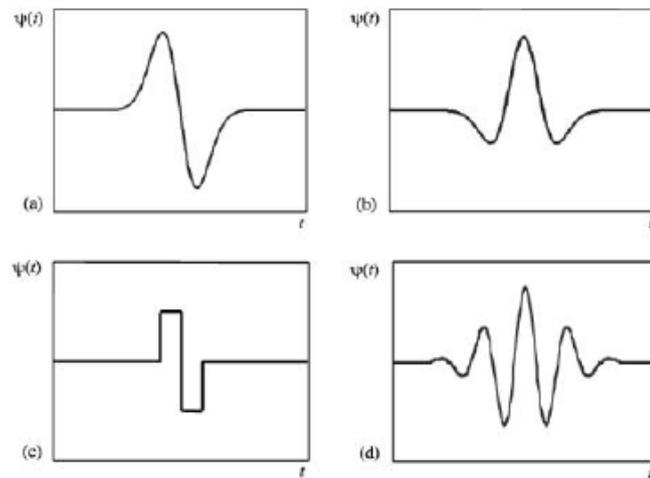
Os sons produzidos pelo coração variam no tempo, possuem frequências e amplitudes específicas. Ainda, são sons não periódicos, necessitando para sua análise de uma transformação que permita a sua análise considerando estas características, sem perda de informação. Por isso, apresenta-se neste capítulo uma técnica capaz de filtrar e analisar dados e funções, no tempo e na frequência: a Transformada Discreta de *Wavelet*.

O enfoque dado a Transformada Discreta de *Wavelet* visa a análise de sinais, sua decomposição e reconstrução, sem uma abordagem matemática rigorosa, que pode ser encontrada em referências tais como em, (DAUBECHIES, 1992 ADDISON 2002).

5.1 *Wavelets*

As funções *wavelets* são definidas como um conjunto de funções padrões originadas através das operações matemáticas de translação e escalonamento da função escala, com propriedades particulares que as tornam adequadas para servirem de base para a decomposição de outras funções. Alguns exemplos de funções *wavelets* são apresentadas na Figura 9.

Figura 9 - Exemplos de *Wavelets* a) Onda Gaussiana (Primeira derivada da forma de onda Gaussiana; b) Chapéu Mexicano (Segunda derivada da forma de onda Gaussiana; c) Haar; d) Morlet (parte real)



Fonte: Addison (2002)

Pode-se notar que as funções *wavelets* tem a forma de pequenas ondas, localizada no eixo do tempo. Dependendo do sinal e da característica que se deseje analisar, uma função *wavelet* pode ser mais apropriada que outra. No entanto as funções *wavelets* no tempo precisam satisfazer certos critérios matemáticos, tais como:

1. Energia total finita

$$E = \int_{-\infty}^{\infty} |\Psi(t)|^2 dt < \infty \quad (1)$$

2. Se $\hat{\Psi}(f)$ é a transformada de Fourier de $\Psi(t)$, então

$$C_g = \int_0^{\infty} \frac{|\hat{\Psi}(f)|^2}{f} df < \infty \quad (2)$$

onde $\hat{\Psi}(0)=0$, ou seja, o sinal possui média nula. Esta condição é denominada de condição de admissibilidade e C_g é a de constante de admissibilidade;

3. Para funções *wavelets* complexas, a transformada de Fourier deve ser real e nula para frequências negativas.

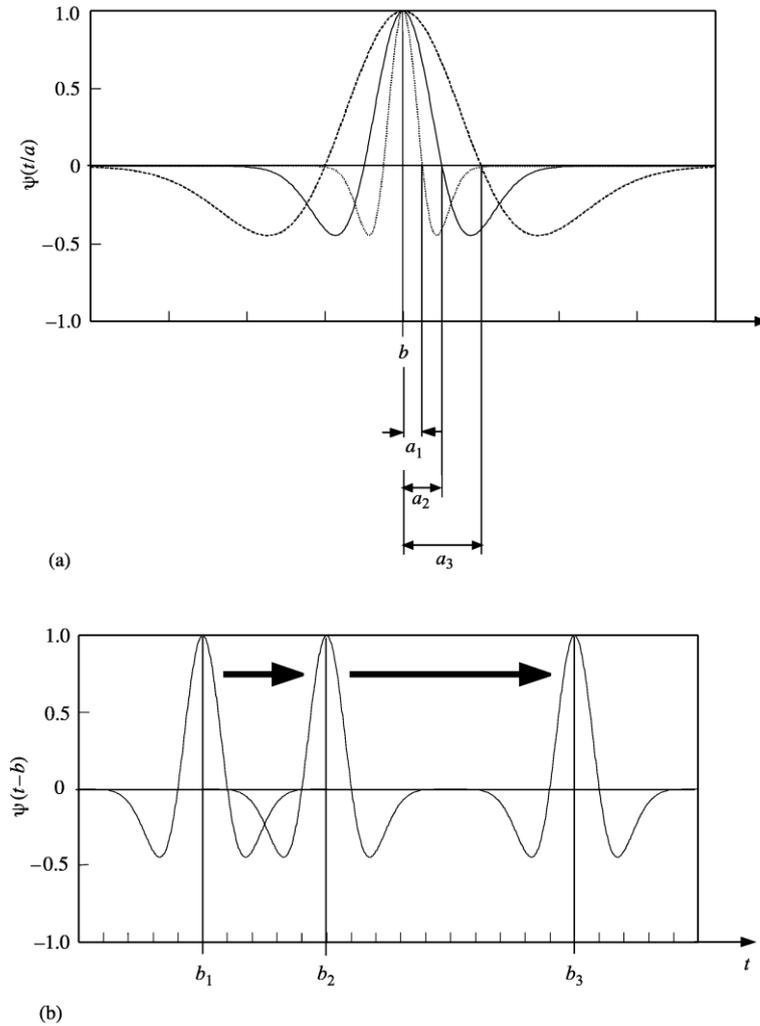
5.2 Transformada de *Wavelet*

A transformada *wavelet* utiliza as funções bases para transformar o sinal a ser investigado em uma representação que é mais adequada para análise de certas características. Esta transformada realiza a convolução da função *wavelet* com o sinal de interesse.

A função *wavelet* usada neste processo pode ser modificada de duas maneiras: mudando sua localização (translação) ou sua escala (dilação). Na Figura 10, tomando como base a função *wavelet* chapéu mexicano (segunda derivada da função gaussiana) ilustra-se este processo. Na Figura 10a é mostrado o efeito de mudança de escala (dilação) da função *wavelet* e na Figura 10b, o efeito de mudança de localização (translação).

Se a função *wavelet*, em um ponto, possui a forma do sinal (correlação alta), então a convolução tem um valor elevado. Similarmente, se a função *wavelet* não possui a forma do sinal (correlação baixa), então o resultado da transformada é um valor baixo. A transformada *wavelet* é calculada em vários pontos do sinal com variação na localização e nas escalas da função *wavelet* - na Transformada *Wavelet* Contínua (*Continuous Wavelet Transform* - CWT) estas variações são feitas de forma contínua e na Transformada *Wavelet* Discreta (*Discrete Wavelet Transform* - DWT) as variações são feitas de forma discreta. A seguir as definições formais para estas transformadas.

Figura 10 - Dilação e translação de uma *wavelet*. a) dilação ($a_1=a_2/2$; $a_3=2a_2$); b) translação.



Fonte: Addison (2002)

5.2.1 Transformada de *Wavelet* Contínua

A transformada *wavelet* de um sinal contínuo com relação a função *wavelet* é definida como:

$$T(a, b) = w(a) \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (3)$$

onde $w(a)$ é a função peso e tipicamente $w(a) = 1/\sqrt{a}$ por razões de conservação de energia ($w(a)$ assegura que a *wavelet* em toda escala tenha a mesma energia). O asterisco indica que o complexo conjugado da função *wavelet* é usado nesta equação.

Substituindo o valor de $w(a)$ na Equação (3) , tem-se a transformada de *wavelet* contínua ou CWT, dada por,

$$T(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (4)$$

A equação contém a função *wavelet* dilatada e transladada, $\Psi(t-b)/a$ e o sinal $x(t)$, que é o sinal a ser analisado, ou seja, a CWT é dada pela convolução entre o função *wavelet* e o sinal a ser analisado.

A função de *wavelet* normalizada em relação a energia pode ser escrita de uma forma mais compacta como,

$$\Psi^*_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) \quad (5)$$

E a partir da Equação (3) a transformada de *wavelet* contínua pode ser expressa como,

$$T(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi^*_{a,b}(t) dt \quad (6)$$

5.2.2 Transformada Discreta de *Wavelet*

A CWT é obtida através da convolução do sinal de interesse com a função *wavelet* que sofre mudanças contínuas nos seus parâmetros de dilatação (a) e de translação (b). Isto eleva a quantidade de dados e provoca grande redundância de informação. Visando diminuir a quantidade de dados e tornar a transformada de *wavelet* uma ferramenta utilizável em sistemas computacionais, estabelece-se uma discretização logarítmica para a escala de dilatação (a) vinculada ao tamanho entre os passos utilizados para a translação (b). A função discreta de *wavelet* desta forma pode ser escrita como,

$$\Psi_{m,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{a_0^m}} \Psi \left(\frac{t-nb_0 a_0^m}{a_0^m} \right) \quad a_0 > 1; b_0 > 0 \quad (7)$$

Onde $a_0 > 1; b_0 > 0$, e m e n são os parâmetros inteiros que controlam a dilatação e a translação respectivamente; a_0 e b_0 são os passos de dilatação e de translação, respectivamente e possuem valores constantes.

Com o objetivo de se obter uma discretização simples e eficiente, atribuem-se valores fixos aos passos de dilatação e de translação, $a_0=2$ e $b_0=1$. Esta escala logarítmica com potência de 2, estabelecida entre estes parâmetros é conhecida como rede diádica e permite a construção de *wavelets* de base ortonormal⁴. Substituindo estes valores na Equação (7), obtêm-se,

$$\Psi_{m,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \Psi\left(\frac{t - n2^m}{2^m}\right) \quad (8)$$

ou uma forma mais compacta,

$$\Psi_{m,n}(t) = 2^{-m/2} \Psi(2^{-m}t - n) \quad (9)$$

Usando a rede diádica definida na Equação (9), pode-se definir a transformada discreta de *wavelet* de um sinal contínuo $x(t)$, como sendo,

$$T_{m,n} = 2^{-m/2} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi(2^{-m}t - n) dt \quad (10)$$

ou

$$T_{m,n} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi_{m,n}(t) dt \quad (11)$$

sendo $T_{m,n}$ denominado de coeficiente da *wavelets* ou coeficiente de detalhe).

As *wavelets* diádicas ortonormais estão associadas às funções escala e sua equação de dilatação. A função escala está associada a suavidade do sinal e possui a mesma forma que a *wavelet*, como mostra a Equação (12),

$$\Phi_{m,n}(t) = 2^{-m/2} \Phi(2^{-m}t - n) \quad (12)$$

Esta função possui a seguinte propriedade,

⁴ Uma base *wavelet* ortonormal pode ser definida como:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \Psi_{m,n}(t) \Psi_{m',n'}(t) dt = \begin{cases} 1 & \text{se } m = m' \text{ e } n = n' \\ 0 & \text{para outros casos} \end{cases}$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} \phi_{0,0}(t) dt = 1 \quad (13)$$

onde $\phi_{0,0}(t) = \phi(t)$ é denominada função escala pai ou *wavelet* pai. A convolução da função escala com o sinal $x(t)$ produz os coeficientes de aproximação dados por,

$$S_{m,n} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \phi_{m,n}(t) dt \quad (14)$$

O sinal $x(t)$ pode ser representado pela combinação dos seus coeficientes de aproximação $S_{m,n}$ (em uma escala arbitrária m_0) e os coeficientes da *wavelet* (coeficientes de detalhes) $T_{m,n}$ como segue,

$$x(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} S_{m_0,n} \phi_{m_0,n}(t) + \sum_{m=-\infty}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} T_{m,n} \psi_{m,n}(t) \quad (15)$$

Definindo-se o sinal de detalhe para uma escala m como:

$$d_m(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} T_{m,n} \psi_{m,n}(t) \quad (16)$$

Logo pode-se reescrever a Equação (16) como,

$$x(t) = x_{m_0}(t) + \sum_{m=-\infty}^{\infty} d_m(t) \quad (17)$$

Da Equação (17) demonstra-se que,

$$x_{m-1}(t) = x_m(t) + d_m(t) \quad (18)$$

basta adicionar um sinal de detalhe de uma escala arbitrária (m) à aproximação nessa mesma escala, pode-se obter a aproximação da escala anterior ($m-1$). Isto é chamado de Análise Multiresolução (AMR).

Na prática, o sinal $x(t)$ é discretizado em N pontos, devendo-se estabelecer que o vetor gerado seja uma potência de 2, $N=2^M$, o que permite que o número de níveis que podem ser obtidos através da AMR seja $0 < m < M$. Assim a Equação (15) para um sinal discreto é dada por,

$$x(t) = S_{M,n} \phi_{M,n}(t) + \sum_{m=1}^M \sum_{n=0}^{2^{M-m}-1} T_{m,n} \Psi_{m,n}(t) \quad (19)$$

A função escala mostra uma versão suavizada e a função *wavelet* uma versão dos detalhes do sinal, podendo-se afirmar que o processo AMR corresponde a uma filtragem sucessiva do sinal através de filtros passa-baixas e passa-altas. Estes filtros estão relacionados às funções escala e *wavelet*, o que será abordado a seguir.

5.2.3 Equação escala, coeficientes de escala e equação *wavelet* associada.

A equação escala (ou equação de dilatação) descreve a função escala $\phi(t)$ em termos de versões contraídas e deslocadas dela mesma, sendo definida como,

$$\phi(t) = \sum_k c_k \phi(2t - k) \quad (20)$$

onde $\phi(2t - k)$ é a versão contraída de $\phi(t)$ deslocada ao longo do eixo do tempo por um passo inteiro k , multiplicado pelo coeficiente de escala associado, c_k . Esta equação indica que a função escala pode ser construída pelo número de equações escala, da escala anterior. Os coeficientes de escala devem satisfazer as seguinte expressão,

$$\sum_k c_k = 2 \quad (21)$$

Adicionalmente, com a finalidade de se criar um sistema ortogonal.

É necessário que,

$$\sum_k c_k c_{k+2k'} = \begin{cases} 2 & \text{se } k' = 0 \\ 0 & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (22)$$

Da Equação (22) pode-se deduzir que a soma dos quadrados dos coeficientes de escalas é igual a 2. Estes mesmos coeficientes são usados em sentido inverso com sinais alternados para definir a equação *wavelet* associada,

$$\Psi(t) = \sum_k (-1)^k c_{1-k} \phi(2t - k) \quad (23)$$

Isto assegura que as *wavelets* e as suas funções escalas associadas sejam ortogonais. Esta equação *wavelet* é comumente encontrada na prática. No entanto, considerando apenas *wavelets* com suporte compacto⁵ que tenha um número finito de coeficientes de escala, N_k , pode-se definir a função *wavelet* como sendo,

$$\Psi(t) = \sum_k (-1)^k c_{N_k-1-k} \phi(2t - k) \quad (24)$$

Frequentemente os coeficientes reconfigurados usados na função *wavelet* são escritos de uma forma mais compacta como,

$$b_k = (-1)^k C_{N_k-1-k} \quad (25)$$

sendo que a soma de todos os coeficientes b_k é igual a zero. Substituindo a Equação (25) na Equação (24), tem-se a equação *wavelet*,

$$\Psi(t) = \sum_k^{N_k-1} b_k \phi(2t - k) \quad (26)$$

Das Equações (12) e (20) e examinando a *wavelet* para escala $m+1$, para um valor arbitrário inteiro de m , a seguinte igualdade é verdadeira,

$$2^{-(m+1)/2} \phi\left(\frac{t}{2^{m+1}} - n\right) = 2^{-m/2} 2^{-1/2} \sum_k c_k \phi\left(\frac{2t}{2 \times 2^m} - 2n - k\right) \quad (27a)$$

Ou na forma mais compacta,

$$\phi_{m+1,m}(t) = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k c_k \phi_{m,2n+k}(t) \quad (27b)$$

Da Equação (27b) pode-se notar que a função escala para uma dada escala é composta por uma sequência de funções escalas de menor escala, cada uma

⁵ *wavelet* tem suporte compacto se sua energia está restrita a um intervalo finito.

fatorada pelo seu respectivo coeficiente de escala. De forma similar, pode-se obter a função *wavelet*, da expressão,

$$\Psi_{m+1,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k b_k \phi_{m,2n+k}(t) \quad (28)$$

5.2.4 Transformada Rápida de *Wavelet*

Da Equação (14) obtém-se os coeficientes de aproximação para escala $m+1$, dados por,

$$S_{m+1,n} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \phi_{m+1,n}(t) dt \quad (29)$$

Usando a Equação (27b), a Equação (29) pode ser reescrita, como,

$$S_{m+1,n} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \left[\frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k c_k \phi_{m,2n+k}(t) \right] dt \quad (30)$$

ou como,

$$S_{m+1,n} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k c_k \left[\int_{-\infty}^{\infty} x(t) \phi_{m,2n+k}(t) dt \right] \quad (31)$$

A integral dentro dos colchetes fornece os coeficientes de aproximação $S_{m,2n+k}$ para cada k , desta forma a Equação (31) pode ser dada por,

$$S_{m+1,n} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k c_k S_{m,2n+k} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k c_{k-2n} S_{m,k} \quad (32)$$

Que gera os coeficientes de aproximação para uma escala $m+1$ usando os coeficientes de escala de uma escala anterior. De forma similar, os coeficientes *wavelet* podem ser encontrados a partir dos coeficientes de aproximação de uma escala anterior usando os coeficientes reordenados b_k ,

$$T_{m+1,n} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k b_k S_{m,2n+k} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k b_{k-2n} S_{m,k} \quad (33)$$

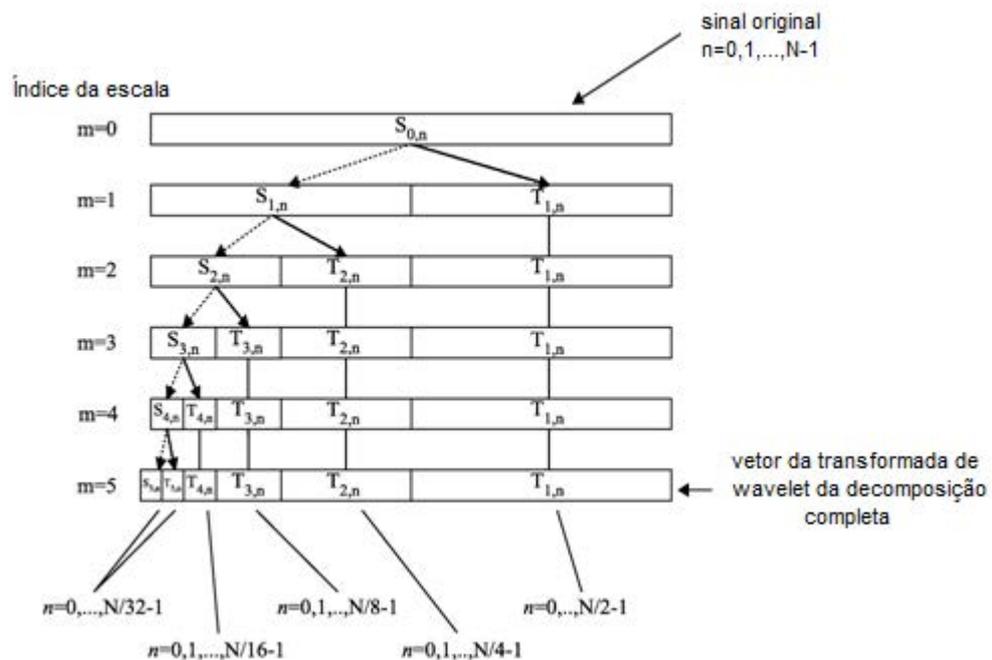
Pode-se ver destas equações que, se o coeficiente de aproximação $S_{m,n}$ para uma escala específica é conhecido, através de aplicações sucessivas das

Equações (32) e (33), pode-se gerar os coeficientes de aproximação e de detalhes da *wavelet* para todas as escalas maiores que m_0 .

Estas equações representam o algoritmo de decomposição multirresolução, também conhecido como Transformada Rápida de *Wavelet*. Estas duas equações também desempenham o papel de filtragem passa-baixa (Equação 32) e filtragem passa-alta (Equação 33).

Resumindo, considerando o sinal de entrada $S_{0,n}$. Calcula-se $S_{m,n}$ e $T_{m,n}$ usando as Equações (32) e (33). A primeira iteração fornece $S_{1,n}$ e $T_{1,n}$. Aplica-se as mesmas equações para $S_{1,n}$ para obtenção dos próximos coeficientes $S_{2,n}$ e $T_{2,n}$ e assim sucessivamente até que somente uma aproximação seja calculada. Em cada nível, a quantidade de amostras decresce pela metade, significando uma diminuição na frequência. Este processo pode ser descrito esquematicamente através da Figura 11.

Figura 11 - Decomposição usando *wavelet* usando banco de filtros. Cada filtro recebe a entrada do nível prévio.



Fonte: Addison (2002)

Indo em direção oposta, pode-se reconstruir $S_{m,n}$ de $S_{m+1,n}$ e $T_{m+1,n}$. Da Equação (18) sabe-se que $x_{m-1}(t) = x_m(t) + d_m(t)$, que pode ser expandida como,

$$x_{m-1}(t) = \sum_n S_{m,n} \phi_{m,n}(t) + \sum_n T_{m,n} \psi_{m,n}(t) \quad (34)$$

Usando as Equações (27a) e (28), pode-se expandir esta equação em termos da função escala para uma escala prévia como segue,

$$x_{m-1}(t) = \sum_n S_{m,n} \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k c_k \phi_{m-1,2n+k}(t) + \sum_n T_{m,n} \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k b_k \phi_{m-1,2n+k}(t) \quad (35)$$

Rearranjando os índices no somatório, obtêm-se,

$$x_{m-1}(t) = \sum_n S_{m,n} \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k c_{k-2n} \phi_{m-1,k}(t) + \sum_n T_{m,n} \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k b_{k-2n} \phi_{m-1,k}(t) \quad (36)$$

Sabe-se também que $x_{m-1}(t)$ pode ser expandido em termos dos coeficientes de aproximação para escala $m-1$, ou seja,

$$x_{m-1}(t) = \sum_n S_{m-1,n} \phi_{m-1,n}(t) \quad (37)$$

Fazendo um rearranjo dos índices n e k das Equações (36) e (37) para que sejam compatíveis e para isto na Equação (36) inverte-se os índices n com o k , obtendo-se,

$$S_{m-1,n} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k c_{n-2k} S_{m,k} + \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k b_{n-2k} T_{m,k} \quad (38)$$

denominado de algoritmo de reconstrução.

A Transformada Rápida de *Wavelet* é composta do algoritmo de decomposição apresentado nas Equações (32) e (33) e do algoritmo de reconstrução mostrado na Equação (38).

Portanto foi apresentada neste tópico a fundamentação matemática sobre a Transformada Discreta de *Wavelet* com ênfase na análise multirresolução. Esta técnica será utilizada na análise de sinais sonoros produzidos pelo coração visando permitir a extração de características para a classificação destes sinais em normais e anormais.

6 ANÁLISE DAS BULHAS E RESULTADOS OBTIDOS

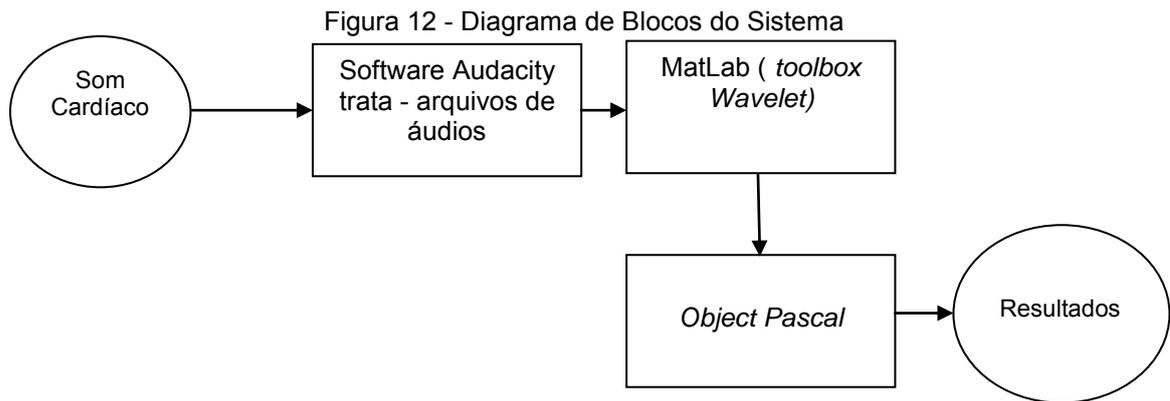
Apresentam-se neste capítulo as etapas desenvolvidas para análise das bulhas cardíacas, a determinação de uma métrica para extração das suas características, a descrição do processo de classificação usado para classificar as amostras em normais e anormais e os resultados obtidos.

6.1 Diagrama de Blocos do Sistema de Tratamento

Para o desenvolvimento desta análise houve a necessidade de algum conhecimento envolvendo a área da fisiologia médica, além da Transformada Wavelets, uma certa experiência na manipulação de arquivos de áudio e o manuseio do software MatLab. Foi utilizada também a linguagem de programação *Object Pascal* para se obter as características dos sinais sonoros, através do valor médio e desvio padrão.

O sistema para interpretação de bulhas cardíacas como normais ou anormais pode ser descrito em termos de diagrama de blocos, como mostrado na Figura 12. Na Figura, os sinais cardíacos digitalizados são inicialmente tratados no software Audacity visando a seleção dos sinais adequados para análise.

Este sinal é analisado através do *toolbox wavelet* do Matlab onde são obtidas informações de interesse. Destas informações extraem-se as características que permitirão a classificação do sinal em normal ou anormal. Os resultados são armazenados em um banco de dados.



Fonte: Próprio Autor

6.2 Criação do Banco de Dados

Na área da saúde, existem vários protocolos de segurança e privacidade que são seguidos com muito rigor, e que se justifica pela enorme importância que esta área tem dentro da nossa sociedade contemporânea. Neste sentido, a aquisição do sinais sonoros do coração direto dos pacientes depende além do acompanhamento de um médico e também há necessidade de anuências legais antes de serem executadas.

Para contornar estas dificuldades utilizou-se um banco de dados disponível na Internet (HEART SOUND, 2014) e outros disponibilizados por (FATEMIAN, 2010 MASON, 1994).

O banco de dados foi constituído de 70 amostras, onde 61 delas de pessoas com diferentes patologias e 9 de pessoas sãs. Entre essas, quatro amostras de bulhas cardíacas de pessoas sãs de (FATEMIAN, 2010).

A dificuldade na obtenção de dados, gerou um banco de dados de tamanho reduzido, sem uma diversidade de sinais para uma dada patologia, por isso optou-se no trabalho, por analisar os sinais classificando-os em somente duas categorias, normais e anormais.

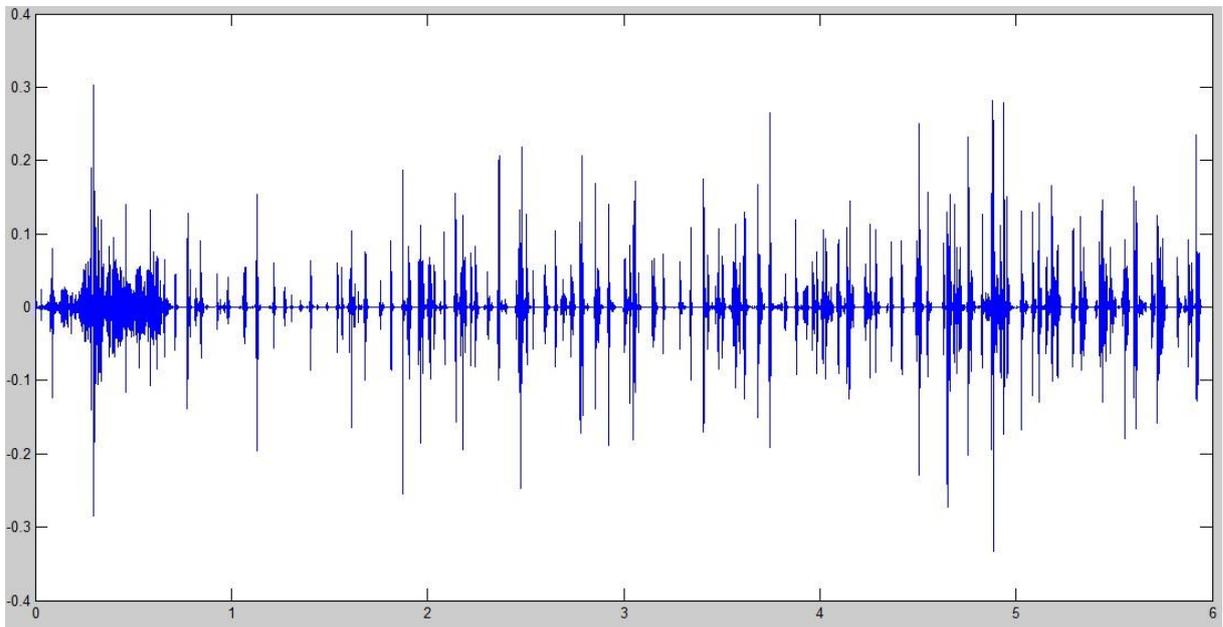
Os sinais sonoros do coração encontrados no banco de dados foram submetidos a cortes, para retirada de trechos e exportados para o formato de áudio WAVE, com amostras entre 6 (seis) e 15 (quinze) segundos, e taxa de amostragem diferentes.

6.3 – Software para manipulação dos arquivos de áudios

O software Audacity foi escolhido para tratar arquivos em formato *.WAV, devido a ser livre, usado para amplificar e adequar os sinais sonoros, em uma taxa de amostragem dos arquivos de áudio para o valor 8kHz, Figura 13.

O arquivo de áudio *WAVE* (*.WAV) é um dos arquivos de mídia mais utilizado para interpretação em processamento digital de sinais.

Figura 13 – Gráfico do sinal sonoro do coração



Fonte: Próprio Autor

6.4 Matlab e a *toolbox* da *Wavelet*

Nesta etapa, o arquivo de áudio no formato WAVE (*.WAV) é tratado pelo software MatLab para extrair os vetores de frequência / tempo do arquivo de áudio. Esses vetores poderiam ser analisados via gráficos, planilhas e/ou dados exportados para arquivos de texto no formato TXT.

Por exemplo, utilizando a amostra identificada como "Amostra10_8000_01.wav", foi utilizado o comando *wavread*, este comando retornou os vetores de áudio, a taxa de amostragem e o número de bits da resolução da amostra conforme valores disponibilizados na Tabela 1.

O tempo da amostra é obtido pela divisão do tamanho dos vetores pela frequência de amostragem.

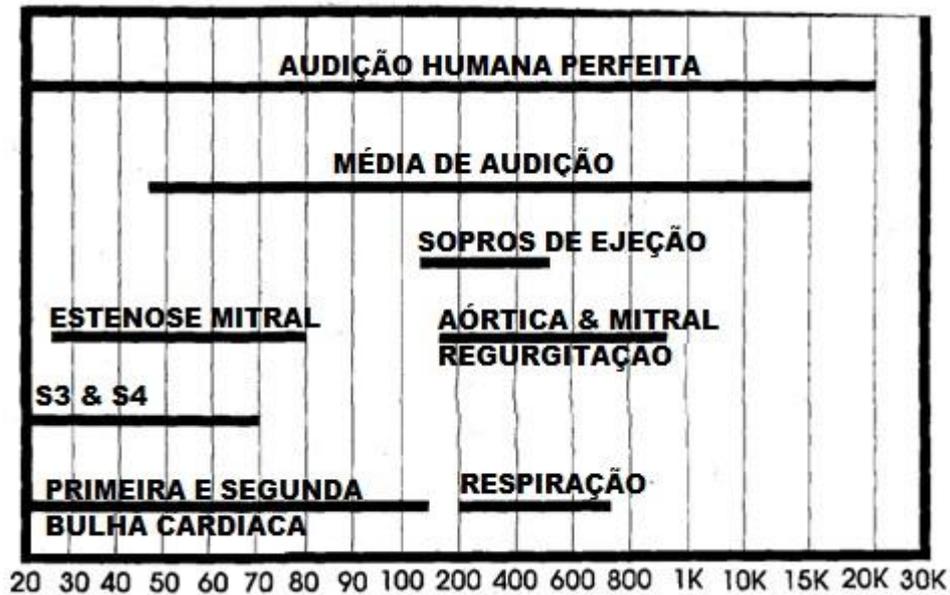
Tabela 1 - Retorno do comando wavread do MatLab

Vetores do Áudio (14 de 112000)	Freq. de amostragem	Número de bits
-3.0517578e-005 0.0000000e+000	8000 Hz	16
-6.1035156e-005 0.0000000e+000		
-3.9672852e-004 -3.0517578e-004		
-3.6621094e-004 -3.6621094e-004		
-2.7465820e-004 -3.3569336e-004		
-2.7465820e-004 -3.9672852e-004		
-3.0517578e-004 -3.3569336e-004		
-1.8310547e-004 -1.8310547e-004		
0.0000000e+000 -2.1362305e-004		
6.1035156e-005 -2.1362305e-004		
9.1552734e-005 0.0000000e+000		
-3.0517578e-005 -6.1035156e-005		
0.0000000e+000 -6.1035156e-005		
-5.4931641e-004 -5.7983398e-004		

Fonte: Próprio Autor

Segundo Debbal (2006) e Selig (1993), para melhor analisar os sinais cardíacos, deve-se usar transformadas *wavelets* no sinal para visualizá-lo entre 20 Hz a 150 Hz, conforme Figura 14. Na Figura Selig (1993) mostra que a primeira e segunda bulhas encontram-se na faixa de 20 a 150 Hz .

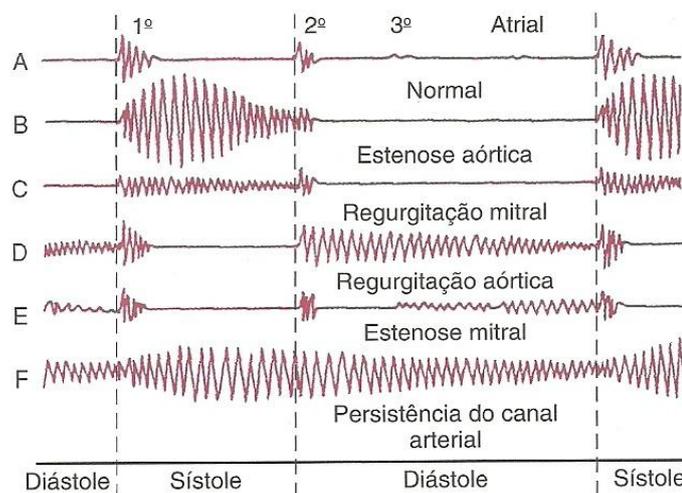
Figura 14 – Faixas de frequência relativa



Fonte: Selig (1993)

Segundo Guyton e Hall (2002), as bulhas cardíacas podem ser analisadas conforme modelo representada na Figura 15, pelo sinal de alguns fonocardiogramas do sinal de corações, sendo o sinal "A" identificado como normal e 5 sinais anormais, respectivamente identificados pelas letras de "B" a "F", como as patologias: Estenose aórtica, Regurgitação mitral, Regurgitação aórtica, Estenose mitral e Persistência do canal arterial. Observa-se diferenças do sinal cardíaco da Figura 13.

Figura 15 – Fonocardiogramas do coração

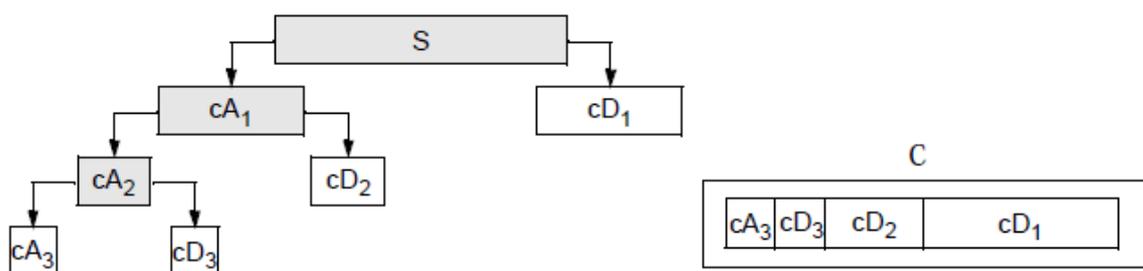


Fonte: Guyton e Hall (2002)

Utilizando-se o conceito de decomposição do sinal existente na transformada discreta de *wavelet*, pode-se inferir o nível de decomposição necessário para que o sinal sonoro do coração com relação as bulhas seja melhor representado. Partindo-se de uma taxa de amostragem de 8 kHz de aquisição do sinal; o primeiro nível de decomposição reduzirá a amostragem para 4 kHz; o segundo nível de decomposição reduzirá a amostragem para 2 kHz; o terceiro nível de decomposição para 1 kHz; o quarto nível de decomposição para 500Hz; o quinto nível para 250Hz; e o sexto nível para 125Hz (CHEBAL; AL-NABULSI, 2007). Assim, o sexto nível de decomposição deve ser o mais adequado para representar as bulhas do coração.

O sinal cardíaco utilizado nesta pesquisa deve ser decomposto em frequências de amostragem menores, e por esta motivo foi utilizado a transformada discreta de *wavelet*. Para ilustrar como ocorre a decomposição em coeficientes Ampliados (cA_1, cA_2, cA_3, \dots) e coeficientes Detalhes (cD_1, cD_2, cD_3, \dots) do sinal, conforme a Figura 16.

Figura 16 – Diagrama de como funciona a decomposição via *wavelet*

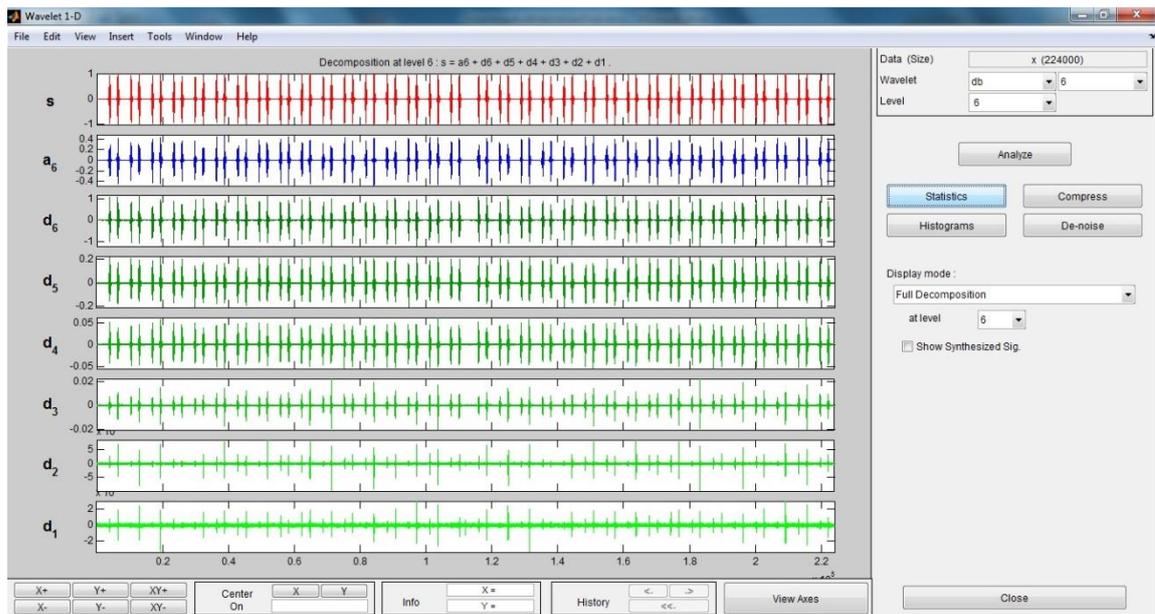


Fonte: Misiti et al. (2013)

Na decomposição do sinal foi usada o *toolbox da wavelet* do MatLab. .

Análises obtidas no Matlab, Figura 17, mostram a apresentação de 8 gráficos, sendo seis níveis de decomposição (d_1 a d_6) e um de aproximação (a_6) e o sinal analisado (s), a informação no canto direito superior indica a escolha da *wavelet* Daubechies 6 ($'db6'$) com 6 níveis.

Figura 17 – Wavelet 1-D



Fonte: Próprio Autor

Com a representação adequada das bulhas cardíacas, efetua-se o processo de extração de características para a classificação. Baseado em Debbal (2008) usa-se o desvio padrão do nível 6 da db6 e db7 de Daubechies para a análise do banco de dados.

6.5 Software em *Object Pascal*

Um programa desenvolvido na linguagem *Object Pascal* (apêndice A) foi realizado para os cálculos das médias e do desvio padrão sobre os vetores obtidos pela transformada *wavelet*.

Para calcular o desvio padrão tem-se a expressão,

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}{N - 1}} \quad (39)$$

onde \bar{x} é a média da amostra; N é número total de amostras .

O cálculo da média foi efetuado pela expressão,

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N} \quad (40)$$

onde x_i são os valores das amostras; N é o número total de amostras.

Para ilustrar o procedimento para obtenção das características da amostra, os seguintes passos foram seguidos,

1º - A amostra no formato .Wav com aquisição de 8 kHz é analisada através do software Matlab e decomposta em seis níveis usando a db6 de Daubechies.

2º - Sobre o sexto nível da db6 de Daubechies é encontrado o valor médio (Equação 40) e o valor do desvio padrão (Equação 39). Estes valores são mostrados graficamente, nas Figuras 18, 19 e 22.

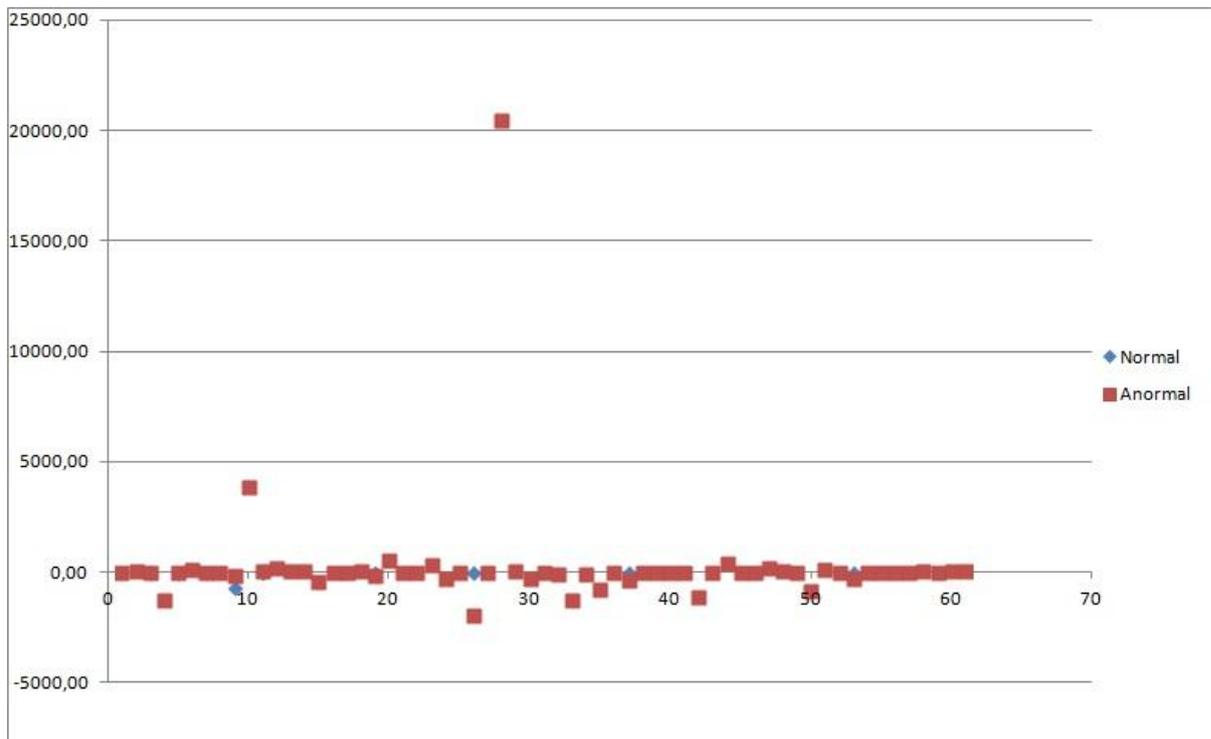
3º - O procedimento do primeiro passo é repetido decompondo-se o sinal em seis níveis usando a db7 de Daubechies.

4º - O segundo passo é repetido usando o sexto nível da db7 de Daubechies. Gerando as Figuras 20, 21 e 23.

Com o objetivo de melhorar a visualização dos dados contidos nos Gráficos das Figuras 18 e 20, limitou-se os valores da apresentados entre 200 a -150, vistos nos gráficos das Figuras 19 e 21 respectivamente.

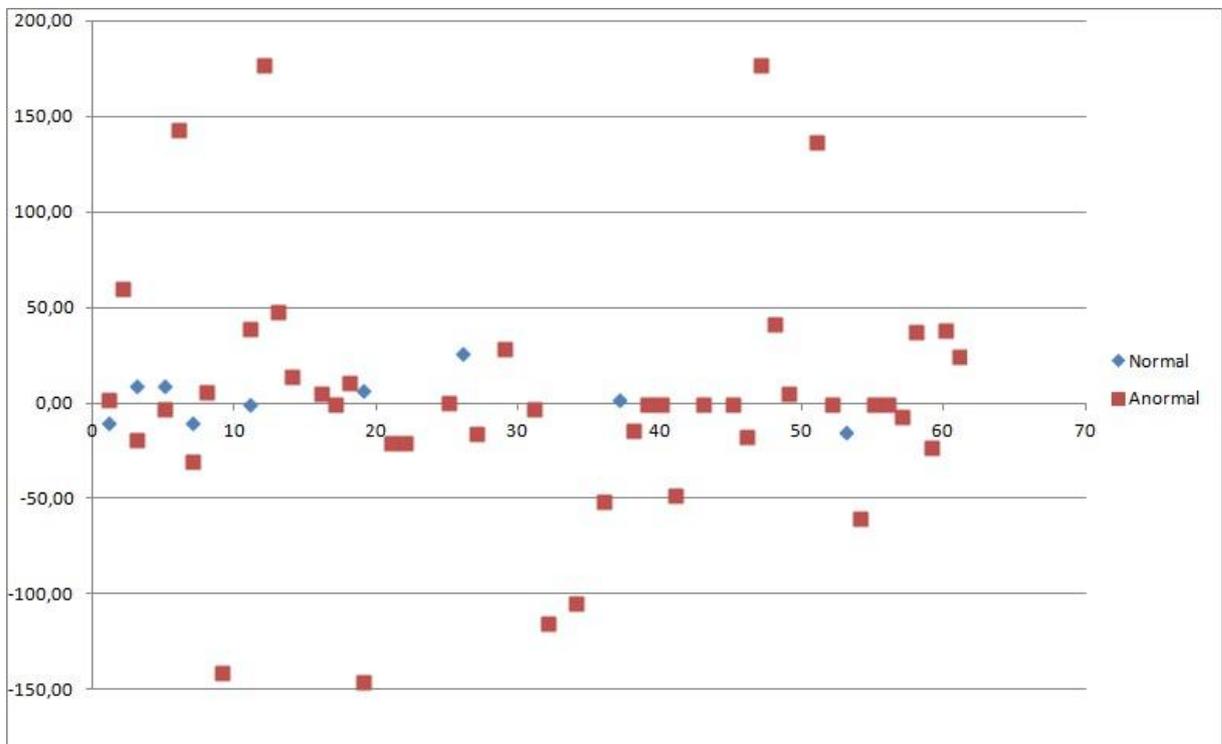
Os gráficos (Figuras 18 e 19) a seguir demonstram a média do vetor gerado pela reconstrução do sinal através da *wavelet* db6 nível 6, para melhora da visualização foi multiplicado 10^8 em todos os valores:

Figura 18 – Gráfico da média da reconstrução do sinal pela *wavelet* db6 nível 6 com 70 amostras.



Fonte: Próprio Autor

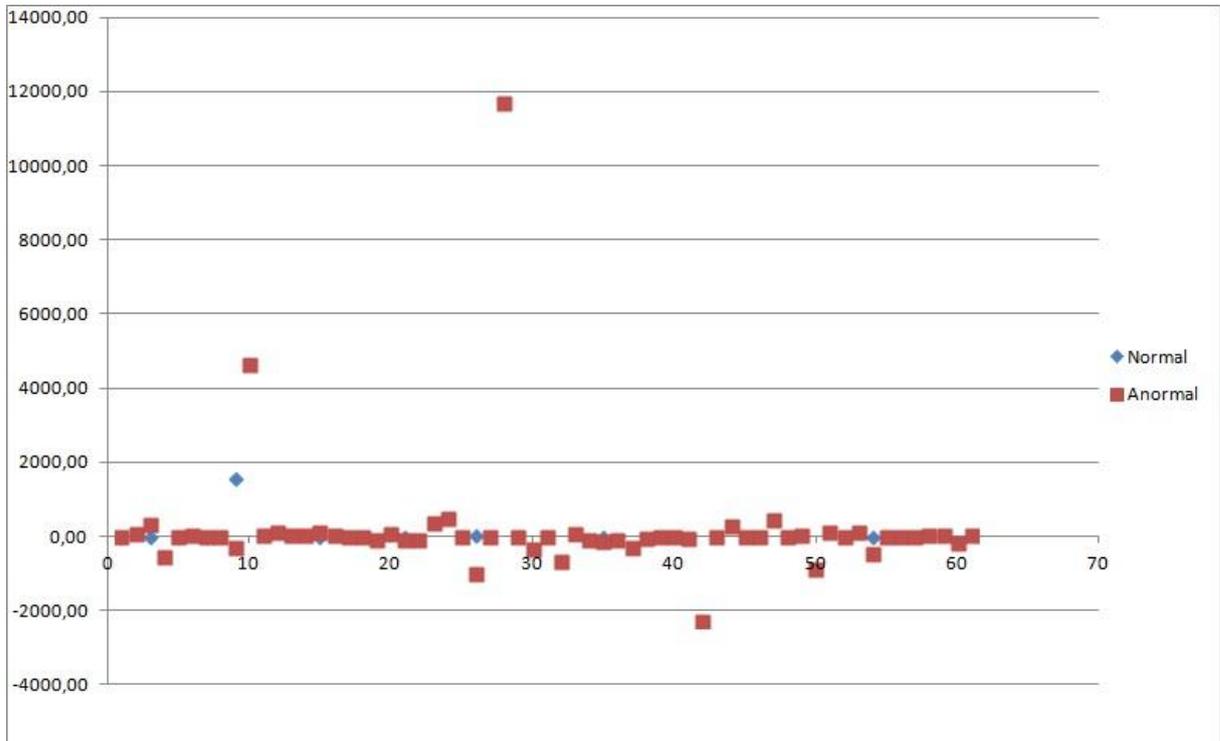
Figura 19 – Gráfico da média da reconstrução do sinal pela *wavelet* db6 nível 6.



Fonte: Próprio Autor

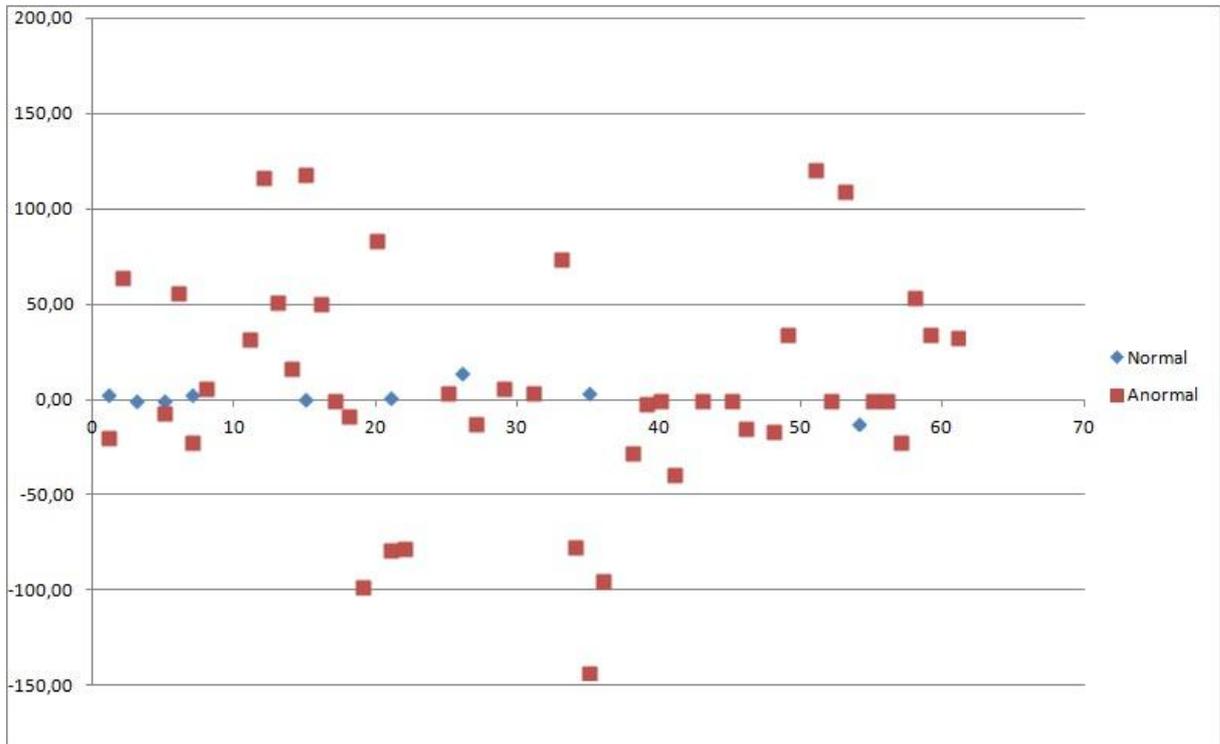
Os gráficos (Figuras 20 e 21) a seguir demonstram a média do vetor gerado pela reconstrução do sinal através da *wavelet* db7 nível 6, para melhora a visualização foi multiplicado 10^8 em todos os valores:

Figura 20 – Gráfico da média da reconstrução do sinal pela *wavelet* db7 nível 6 com 70 amostras



Fonte: Próprio Autor

Figura 21 – Gráfico da média da reconstrução do sinal pela *wavelet* db7 nível 6.

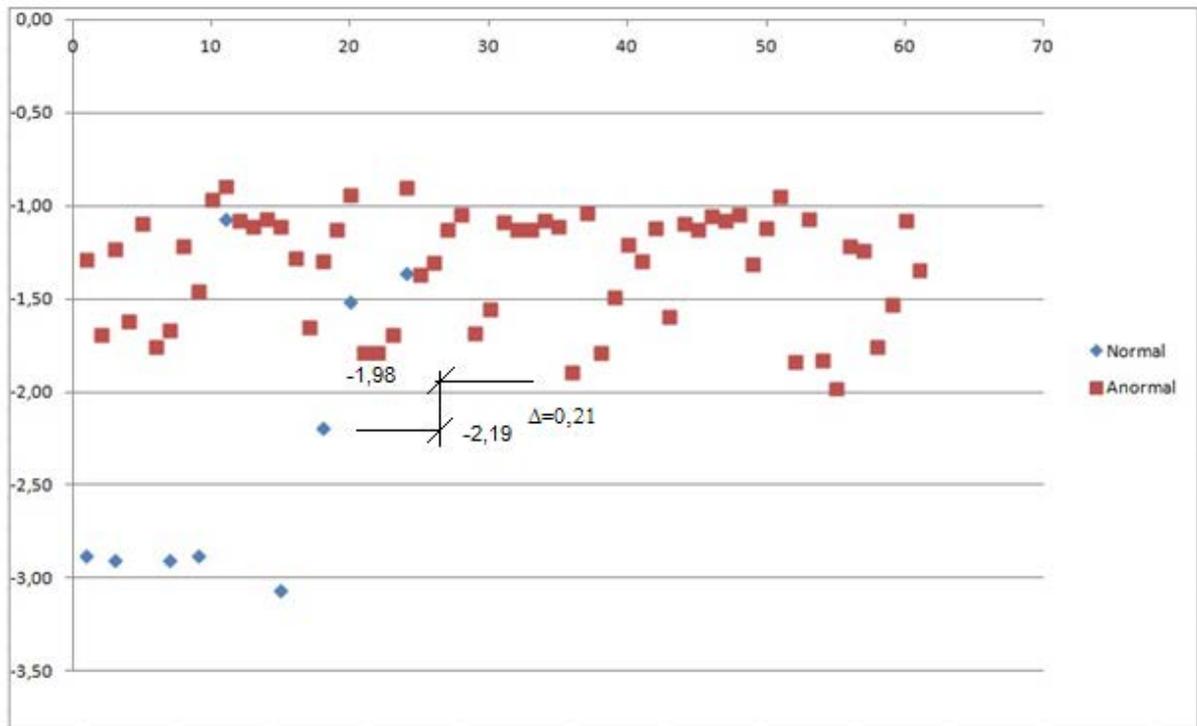


Fonte: Próprio Autor

O gráfico mostrado nas Figuras 19 e 21 utiliza-se os valores médios do sexto nível da decomposição db6 e db7 de Daubechies. Verifica-se que os valores normais e anormais se encontram misturados e não é possível encontrar um limiar que os separe. Assim para a classificação entre amostras normais e anormais esta métrica não é adequada.

O gráfico (Figura 22) demonstra o desvio padrão do vetor gerado pela reconstrução do sinal através da *wavelet* db6 nível 6. Para melhorar a diferenciação do sinal normal do anormal foi usado o logaritmo na base 10 sobre os valores do gráfico.

Figura 22 – Gráfico do desvio padrão da reconstrução do sinal pela *Wavelet* db6 nível 6 com 70 amostras

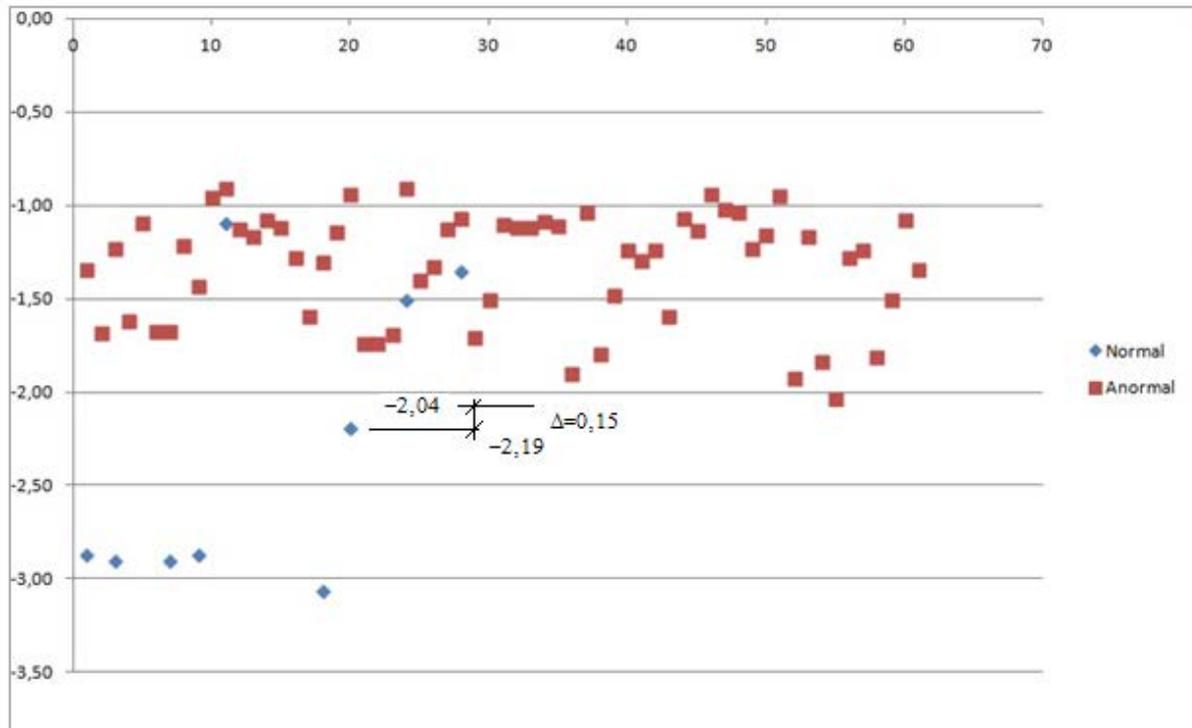


Fonte: Próprio Autor

Do gráfico da Figura 22, onde é usado o desvio padrão do sexto nível de decomposição da amostra usando db6 de Daubechies, verifica-se que as amostras normais, com algumas exceções, possuem um desvio padrão de valor baixo. Assim existe um limiar que pode ser usado como classificação entre as amostras normais e anormais.

O gráfico (Figura 23) a seguir demonstra o desvio padrão do vetor gerado pela reconstrução do sinal através da *wavelet* db7 nível 6. Para melhorar a diferenciação do sinal normal do anormal foi usado o logaritmo na base 10 sobre os valores do calculados.

Figura 23 – Gráfico do desvio padrão da reconstrução do sinal pela *wavelet* db7 nível 6 com 70 amostras



Fonte: Próprio Autor

Do gráfico da Figura 23, onde o desvio padrão do sexto nível de decomposição da amostra usando a db7 de Daubechies é utilizada, verifica-se que as amostras normais possuem desvio padrão com valores abaixo de um certo limiar, com algumas exceções. Portanto esta característica permite a determinação de um limiar que separe as amostras normais e anormais.

Comparando-se os gráficos da Figuras 22 e 23 verifica-se que as duas métricas são bastante semelhantes e que o desvio padrão usando o sexto nível é um pouco melhor por possuir um maior intervalo de separação entre os valores normais e anormais. Para determinação deste intervalo de separação considera-se o menor valor anormal que pode ser separado e subtrai-se do maior valor normal que pode ser separado. Para o sexto nível da db6 de Daubechies tem-se 0,01052 (-1,98) para o menor valor anormal que pode ser separado e 0,006425 (-2,19) para o maior valor normal que pode ser separado resultando no intervalo de 0,004095 (0,21). Os valores entre parênteses correspondem ao logaritmo na base 10 dos valores, que são mostrados na Figura 22. Para o sexto nível da db7 de Daubechies tem-se 0,009220 (-2,04) para o menor valor anormal que pode ser separado e 0,006425 (-

2,19) para o maior valor normal que pode ser separado, resultando no intervalo de 0,002795 (0,15). Os valores entre parênteses correspondem ao logaritmo na base 10 dos valores, que são mostrados na Figura 23.

Calculando-se o percentual de acerto, tem-se que para ambos os casos, considerando um limiar de separação entre o menor valor anormal que pode ser separado e o maior valor normal que pode ser separado, obtêm-se um acerto de 95,71%. Acerto de 66 casos em 70 amostras.

O programa permite também a classificação da amostra em normal ou anormal através da escolha apropriada do limiar de separação para execução da classificação. Considerando o sexto nível da db6 de Daubechies a análise de uma amostra é apresentada na Tabela 2, tendo sido classificada como normal.

Tabela 2 - Resultado da normal-dundee-8K_db6_d6.sai

Linha	Código
1	Arquivo = D:\ normal-dundee-8K_db6_d6.sai
2	Qtde total: 150336
3	Média: 1,47814681747118E-9
4	Desvio Padrão: 0,000865670620436851
5	Batimento NORMAL

Fonte: Próprio Autor

Utilizando o programa desenvolvido foi efetuada a análise de outra amostra (Tabela 3) que foi classificada como anormal.

Tabela 3 - Resultado da AG_Anormal_8000_db6_d6.sai

Linha	Código
1	Arquivo = D:\ AG_Anormal_8000_db6_d6.sai
2	Qtde total: 38370
3	Média: 2,39472923338734E-8
4	Desvio Padrão: 0,0512008427043471
5	Batimento ANORMAL

Fonte: Próprio Autor

Na Tabela 4 são apresentados todos os resultados obtidos com o banco de dados de 70 amostras, usando como métrica o desvio padrão, sobre o sexto nível da db6 de Daubechies.

Tabela 4 - Resultados Obtidos com 70 amostras

Item	Descrição	Classificação	Desvio Padrão (db6 d6)	Desvio Padrão (db7 d6)
1	e0000317	Normal	0,001328	0,001367
2	e00007ad	Normal	0,001267	0,001266
3	e000095c	Normal	0,001267	0,001266
4	e0000cf0	Normal	0,001328	0,001367
5	NL_Normal	Normal	0,084618	0,081501
6	normal-dundee-8K	Normal	0,000865	0,000860
7	CDI_No04_01_N_8000-8K	Normal	0,006425	0,006445
8	CDI_No07_01_N_8000-8K	Normal	0,030965	0,031216
9	CDI_No10_01_N_8000-8K	Normal	0,044117	0,044434
10	AG_Anormal	Anormal	0,051200	0,045684
11	AI_Anormal	Anormal	0,020300	0,020812
12	ARS_Anormal	Anormal	0,059074	0,059042
13	AR_Anormal	Anormal	0,023948	0,024415
14	AS2_Anormal	Anormal	0,080009	0,080336
15	AS3_Anormal	Anormal	0,017491	0,021107
16	ASD_Anormal	Anormal	0,021500	0,021143
17	AS_Anormal	Anormal	0,060747	0,060747
18	AVR_Anormal	Anormal	0,035102	0,037053
19	CAS_Anormal	Anormal	0,108276	0,111535
20	dia_Anormal	Anormal	0,127144	0,124467
21	earlysystolic_Anormal	Anormal	0,083064	0,075768
22	EAS_Anormal	Anormal	0,077246	0,068558
23	EC2_Anormal	Anormal	0,084641	0,084367
24	ejectionclick_Anormal	Anormal	0,078210	0,077316
25	EM2_Anormal	Anormal	0,053069	0,052932
26	EM_Anormal	Anormal	0,022223	0,025723
27	LAS_Anormal	Anormal	0,051158	0,049741
28	late_Anormal	Anormal	0,075558	0,072853
29	MP2	Anormal	0,114861	0,116008
30	MP3	Anormal	0,016294	0,018432
31	MP4	Anormal	0,016295	0,018432
32	MP5	Anormal	0,020457	0,020599
33	MP6	Anormal	0,125869	0,125353
34	MP	Anormal	0,042563	0,040105
35	MR2	Anormal	0,050105	0,047574
36	MR	Anormal	0,074259	0,075140
37	Ms2	Anormal	0,090581	0,086345
38	MS	Anormal	0,020593	0,019874
39	MVR	Anormal	0,027936	0,031240
40	openingsnap	Anormal	0,082919	0,080060
41	pansystolic	Anormal	0,075194	0,076559
42	PDA	Anormal	0,075296	0,075950
43	PFR2	Anormal	0,083440	0,082028
44	PFR	Anormal	0,077873	0,078091
45	PR	Anormal	0,012868	0,012558
46	PS2	Anormal	0,091347	0,092604

47	PS	Anormal	0,016408	0,016039
48	QG2	Anormal	0,032189	0,033178
49	QG	Anormal	0,061968	0,057650
50	S3G	Anormal	0,050736	0,051379
51	s3	Anormal	0,076271	0,058036
52	S4G	Anormal	0,025628	0,025623
53	s4	Anormal	0,081283	0,085149
54	SAS	Anormal	0,075174	0,073956
55	SFC	Anormal	0,088781	0,114282
56	SG2	Anormal	0,083220	0,094941
57	SG	Anormal	0,090827	0,091758
58	SPA	Anormal	0,049043	0,059220
59	split_Normal	Anormal	0,076151	0,069361
60	SS1	Anormal	0,113177	0,112743
61	SS2	Anormal	0,014723	0,012015
62	SS3	Anormal	0,085496	0,068605
63	SW2	Anormal	0,014775	0,014632
64	SW3	Anormal	0,010520	0,009220
65	SW	Anormal	0,060658	0,053243
66	TR2	Anormal	0,057468	0,057877
67	TR	Anormal	0,017547	0,015576
68	TS	Anormal	0,029702	0,031578
69	VG	Anormal	0,083661	0,083430
70	VSD	Anormal	0,045272	0,045624

Fonte: Próprio Autor

7 CONCLUSÃO E FUTUROS TRABALHOS

Nesta dissertação foi analisada uma base de dados de sons do coração ou bulhas cardíacas, em um total de 70 amostras, visando a aplicação de um método de classificação de forma a separar os casos normais dos com patologias. Dentre essa foram obtidas sendo 61 amostras com patologias e 9 sem patologias. A quantidade de amostras no banco de dados apresentou-se satisfatório.

O software Audacity foi utilizado para padronizar as amostras, colocando-as com duração de 6 a 15 segundos, com taxa de amostragem de 8 kHz e no formato WAV.

As amostras foram processadas através do software Matlab e decompostas no sexto nível usando a db6 e db7 de Daubechies.

Sobre estas decomposições foram extraídas características (média e desvio padrão) que foram utilizadas em um processo classificatório.

A média extraída dos sextos níveis da db6 e da db7 de Daubechies não foram convenientes para realização da classificação das amostras em normais e anormais. No entanto, o desvio padrão dos sextos níveis da db6 e db7 de Daubechies mostraram-se capazes de efetuar esta classificação.

A análise das 70 amostras usando o desvio padrão apresentou um acerto de 95,71% para o sexto nível da db6 de Daubechies e para o sexto nível da db7 de Daubechies. Comparando as duas métricas o uso do sexto nível da db6 de Daubechies permite uma faixa de separação ligeiramente maior que a métrica que faz uso do sexto nível da db7 de Daubechies. A faixa é de 0,004095 (0,21) para o sexto nível da db6 e 0,002795 (0,15) para o sexto nível da db7. Os valores entre parênteses são as diferenças dos logaritmos na base 10.

Uma característica importante na análise desenvolvida nesta dissertação foi o processamento direto do sinal sonoro do coração, sem necessidade de um processamento prévio, como a segmentação, que normalmente é utilizado em análises deste tipo. Esta é um vantagem visto que o processo de segmentação nem sempre é correto e é de difícil determinação (YULENYONG; 2011).

Devido a limitação no número de amostras não é possível verificar se esta métrica poderia ser utilizada para a determinação da patologia existente. Para isso haveria necessidade de um banco de dados com várias amostras da mesma patologia, ficando tal proposta para trabalhos futuros.

Sugere-se ainda para trabalhos futuros o desenvolvimento de um sistema completo composto de estetoscópio eletrônico, software de tratamento do sinal, extração das características e capaz de classificação de diversas formas de patologias.

- a) acrescentar recursos de inteligência artificial, principalmente a utilização de redes neurais artificiais como já observado em alguns trabalhos referentes a auscultação cardíaca,;
- b) conectar a rede sem fio e outras tecnologias de compartilhamento de informação;

Este trabalho produziu uma publicação de artigo em congresso internacional na área de Engenharia Biomédica, e poderá ser vista com mais detalhes no apêndice B.

REFERÊNCIAS

ADDISON, P. S. **The illustrated wavelet transform handbook: introductory theory and applications in science, engineering, medicine and finance**. London: Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia, 2002. 362 p.

CHEBAL, J.; AL-NABULSI, J. Classification of heart sound signals using discrete wavelet analysis. **International Journal of Soft Computing**, Faisalabad, v. 2, n. 1, p. 37-41, 2007.

DAUBECHIES, I. **Tens lectures on wavelets**. Philadelphia: Society for Industrial Applied Mathematics, 1992. 341 p.

DEBBAL, S. M.; BEREKSI-REGUIG, F. Analysis and study of the variation of splitting in the second heartbeat sound of wavelet transform. **Journal of Medical Engineering & Technology**, London, v. 30, n. 5, p. 298-305, 2006.

DEBBAL, S. M.; BEREKSI-REGUIG, F. Pathological recognition of difference between phonocardiogram signals of similarly morphology using the wavelet transform. **Biomedical Soft Computing and Human Sciences**, Fukuoka, v. 13, n.1, p.97-102, 2008.

FATEMIAN, S. Z. **A Wavelet-based approach to electrocardiogram (ECG) and phonocardiogram (PCG) subject recognition**. 2009. 121 f. Dissertação (Mestrado em Ciências Aplicadas) - Departamento de Engenharia Elétrica e Computação, University of Toronto, Toronto, 2009.

FATEMIAN, Z. S.; AGRAFIOTI F.; HATZINAKOS D. Combined ECG and PCG. heartID: cardiac biometric recognition. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMETRICS: THEORY, APPLICATIONS AND SYSTEMS - BTAS, 4., 2010. Washington. **Proceedings...** Washington: [s.n.], 2010. p.1-5.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006. 973 p.

HARVEY, W. **Exercitatio anatomica de motu cordis et sanguinis in animalibus**. Frankfurt: W. Fitzeri, 1628. 42 p.

HEART SOUND. **Banco de dados**. [S.l.: s.n., 200-]. Disponível em: <<http://egeneralmedical.com/listohearmur.html>>. Acesso em: 9 mar. 2014.

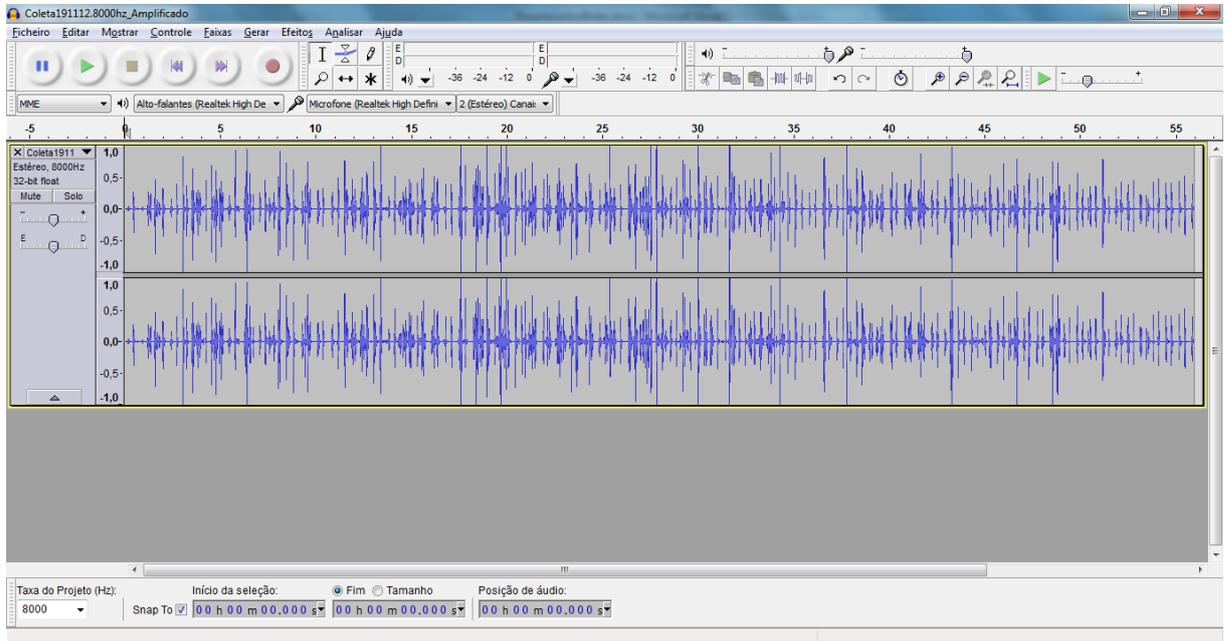
SONS cardíacos e pulmonares. [S.l.: s.n., 200-]. Disponível em: <<http://comentariosemenfermagem.blogspot.com.br/2011/02/sons-cardiacos-e-pulmonares.html>>. Acesso em: 9 mar. 2014

KARMAKAR, A. **Biometric identification and verification based on time-frequency analysis of phonocardiogram signal**. 2012. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Department of Electronics and Communication, National Institute of Technology, Rourkela, 2012.

- MARTÍNEZ-CABEZA DE VACA ALAJARÍN, J. C. **Contribuciones al desarrollo de un sistema electrónico de ayuda al telediagnóstico de enfermedades cardiovasculares basado en el análisis de fonocardiogramas**. 2006. 241 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Departamento de Electrónica, Tecnología de Computadoras y Proyectos, Universidad Politécnica de Cartagena, Cartagena, 2006.
- MASON, D. **Listening to the heart: heart sounds and murmurs**. Philadelphia: Smith-Edwards-Dunlap, 1994. 154 p.
- MISITI, M.; MISITI, Y.; OPPENHEIM G.; POGGI, J. M. **Wavelet toolbox for use with MATLAB**. Natick: The MathWorks, 1996. não pag.
- UGULINO NETTO, A. Fisiologia: medicina P2 - 2008. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ANATOMIA, 23., 2010. Belém. **Resumo...** Belém: [s.n]. 2010.
- PAZIN FILHO, A; SCHMIDT, A.; MACIEL, B. C. Ausculta cardíaca: bases fisiológicas-fisiopatológicas. **Medicina**, Ribeirão Preto, v. 37, p. 208-226, 2004.
- REED, T. R.; REED, N. E.; FRITZSON, P. Heart sound analysis for symptom detection and computer-aided diagnosis. **Simulation Modelling Practice and Theory**, Amsterdam, v. 12, n. 2, p. 129-146, 2006.
- SELIG M. B.; Stethoscopic and phonoaudio devices: historical and future perspectives. **American Heart Journal**, Amsterdam, v. 126, n. 1, p. 262-268, 1993.
- SINGH, A.; SINGH, A. K. **Biometric identification using phonocardiogram**. 2011. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Elétrica) - Department of Electronics and Communication Engineering. National Institute of Technology Rourkela, 2011.
- SYED, Z.; LEEDS, D.; CURTIS, D.; NESTA, F.; LEVINE, R. A.; GUTTTAG, J. A framework for the analysis of acoustical cardiac signals. **IEEE Transaction on Biomedical Engineering**, New York, v. 54, n. 4, p. 651-662, 2007.
- TAPLIDOU, S. A.; HADJILEONTIADIS, L. J. Nonlinear analysis of heart murmurs using wavelet-based higher-order spectral parameters. In: IEEE, EMBS Annual International Conference, 28., 2006, New York. **Proceedings...** New York: [s.n.], 2006. p. 4502-4505.
- YUENYONG, S.; NISHIHARA, A.; KONGPRAWETCHNON, W.; TUNGPIMOLRUT, K. A framework for automatic heart sound analysis without segmentation. **BioMedical Engineering OnLine**, Thailand, v. 10, n.1, 2011. Disponível em <<http://www.biomedical-engineering-on-line.com/content/10/1/13>>. Acesso em: 9 mar 2014.

APÊNDICE A - SOFTWARE E DADOS

1. Software Audacity para manipulação do arquivo de Áudio:



Fonte: Próprio Autor

2. Comandos do MatLab:

Comentários %:

% x identifica o vetor com sons

% fa é a frequência

% t referisse ao tempo

% plot(t,x) destinasse a plotar os vetores de frequência / tempo em gráfico

% save função que grava um arquivo digital no disco rígido do computador.

```
[x,fa, bits] = wavread('F:\coracaoIvoBrites.wav');
```

```
t=(0:length(x)-1)/fa;
```

```
save arq3.sai x -ascii
```

```
plot(t,x)
```

```
sound(x, fa)
```

% gravação a partir do microfone

```
x = wavrecord(16000, 8000, 'double');
```

% reproduzi-la

```
wavplay(x)
```

3. Trecho dos vetores gerados e armazenados no arquivo *.TXT:

1.6021729e-002 1.5777588e-002
2.2247314e-002 2.2094727e-002
1.5625000e-002 1.5838623e-002
1.6906738e-002 1.7059326e-002
1.2725830e-002 1.2786865e-002
1.2084961e-002 1.2054443e-002
9.3994141e-003 9.7656250e-003
7.1411133e-003 7.3242188e-003
5.7373047e-003 5.6762695e-003
3.2958984e-003 3.4179688e-003
1.4953613e-003 1.5258789e-003
-1.1291504e-003 -9.4604492e-004
-2.7465820e-003 -2.8991699e-003
-5.0354004e-003 -5.2490234e-003
-7.3547363e-003 -7.0800781e-003
-9.6435547e-003 -9.3688965e-003
-1.1962891e-002 -1.2023926e-002
-1.4038086e-002 -1.4282227e-002
-1.6326904e-002 -1.6601563e-002
-1.8920898e-002 -1.9165039e-002
-2.1118164e-002 -2.1392822e-002
-2.3529053e-002 -2.3590088e-002
-2.6184082e-002 -2.5878906e-002
-2.8137207e-002 -2.8259277e-002
-3.0517578e-002 -3.0548096e-002
-3.2867432e-002 -3.2836914e-002
-3.4942627e-002 -3.5156250e-002
-3.7322998e-002 -3.7384033e-002
-3.9794922e-002 -3.9855957e-002
-4.2358398e-002 -4.2144775e-002
-4.4738770e-002 -4.4494629e-002
-4.7332764e-002 -4.7027588e-002
-4.9682617e-002 -4.9377441e-002

-5.1696777e-002 -5.1910400e-002
-5.4412842e-002 -5.4626465e-002
-5.6793213e-002 -5.6823730e-002
-5.9143066e-002 -5.9051514e-002
-6.1828613e-002 -6.1645508e-002
-6.4208984e-002 -6.4056396e-002
-6.6772461e-002 -6.6894531e-002
-6.9152832e-002 -6.9366455e-002
-7.1441650e-002 -7.1563721e-002
-7.4157715e-002 -7.4096680e-002
-7.6477051e-002 -7.6385498e-002
-7.8613281e-002 -7.8826904e-002
-8.1176758e-002 -8.1207275e-002
-8.3465576e-002 -8.3557129e-002
-8.5784912e-002 -8.5784912e-002
-8.8378906e-002 -8.8226318e-002
-9.0759277e-002 -9.0759277e-002
-9.2956543e-002 -9.2926025e-002
-9.5153809e-002 -9.5703125e-002
-9.7808838e-002 -9.8205566e-002
-1.0034180e-001 -1.0015869e-001
-1.0275269e-001 -1.0287476e-001
-1.0528564e-001 -1.0556030e-001
-1.0742188e-001 -1.0763550e-001
-1.0983276e-001 -1.1016846e-001
-1.1221313e-001 -1.1251831e-001
-1.1441040e-001 -1.1441040e-001
-1.1682129e-001 -1.1676025e-001
-1.1895752e-001 -1.1895752e-001
-1.2097168e-001 -1.2088013e-001
-1.2338257e-001 -1.2319946e-001
-1.2554932e-001 -1.2570190e-001
-1.2734985e-001 -1.2753296e-001

.....continua

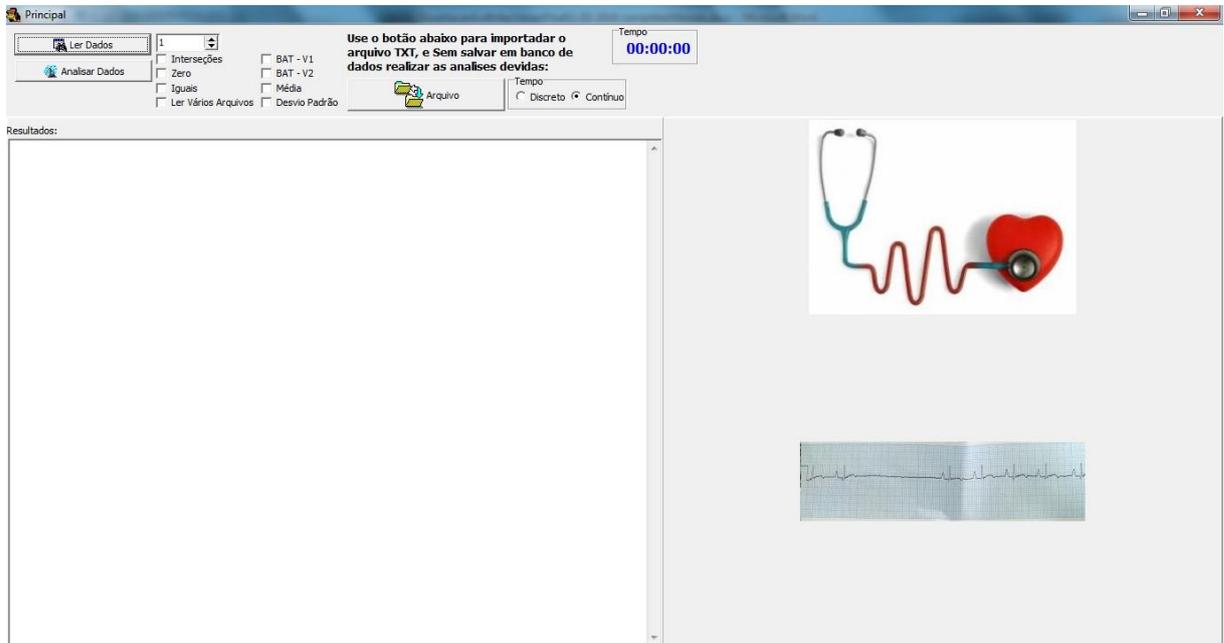
4. Trecho do vetor após a decomposição via Wavelet toolbox.

-3.8141013e-003
-4.1031362e-003
-4.0854237e-003
-4.1391479e-003
-3.9888003e-003
-4.1347721e-003
-3.8961422e-003
-4.9809747e-003
-2.4442586e-003
-2.0816019e-003
-1.0440784e-003
5.7113368e-005
6.7775355e-003
-1.5395915e-003
5.7588786e-004
-6.4686686e-003
1.5515923e-003
1.8438748e-003
8.5026667e-003
-1.1877247e-002
1.5256283e-003
-4.3958713e-003
-1.4669302e-003
9.8766606e-003
4.0626600e-003
-4.0899241e-003
3.6267027e-003
2.0168077e-004
7.9994924e-003
6.7720004e-004
-1.2181477e-002
8.4327878e-003
-3.0249218e-003

5.1644148e-003
-2.2890800e-004
6.6101803e-004
-1.8145237e-003
6.1130253e-003
-2.8423901e-003
-5.1873717e-003
-5.9744001e-003
-1.2498933e-004
2.7215528e-003
8.6308817e-003
-4.7285070e-003
6.8218588e-003
-6.3228532e-003
-3.3417396e-003
1.6699322e-004
2.3361502e-003
-1.9772733e-003
5.3648131e-003
4.7150273e-003
-1.6443311e-002
-2.9061300e-003
-2.8545434e-003
1.0592483e-002
-3.4529232e-003
1.3004725e-004
-3.1237244e-003
3.6280177e-003
-4.4001467e-003
4.4570309e-003
-7.0337370e-003
6.8567717e-003
-1.3034766e-002

.....continua

5. Tela do Software Desenvolvido:



Fonte: Próprio Autor

6. Código fonte associado ao software:

```
unit U_PRINCIPAL;

interface

uses

  Windows, Messages, SysUtils, Variants, Classes, Graphics,
  Controls, Forms,
  Dialogs, DBXpress, DB, SqlExpr, StdCtrls, Buttons, ImgList,
  ActnList,
  DBClient, SimpleDS, Spin, Math, jpeg, ExtCtrls;

type
  TF_PRINCIPAL = class(TForm)
    ActionList: TActionList;
    Action_Ler_Dados: TAction;
    ImageList: TImageList;
    BitBtn1: TBitBtn;
    SQLConnection: TSQLConnection;
```

```
SDS_VETOR: TSimpleDataSet;
SDS_VETORPK_EC_VETOR: TIntegerField;
SDS_VETORNU_1: TStringField;
SDS_VETORDT_UPDATE: TSQLTimeStampField;
SDS_VETORNU_2: TStringField;
SDS_VETORDT_INSERT: TSQLTimeStampField;
SDS_VETORPK_EC_PESQUISADO: TIntegerField;
Action_Analisar_Dados: TAction;
BitBtn2: TBitBtn;
SDS_VETORNU_AMOSTRA: TIntegerField;
SpinEdit: TSpinEdit;
LBL_CONTADOR: TLabel;
CB_INTERSECAO: TCheckBox;
CB_ZERO: TCheckBox;
CB_IGUAIS: TCheckBox;
CB_BAT_V1: TCheckBox;
CB_BAT_V2: TCheckBox;
Label2: TLabel;
BitBtn3: TBitBtn;
OpenDialog: TOpenDialog;
CB_MEDIA: TCheckBox;
Panel1: TPanel;
Panel2: TPanel;
Panel3: TPanel;
Label1: TLabel;
Memo: TMemo;
Image1: TImage;
Image2: TImage;
CB_LerVarios: TCheckBox;
RG_TEMPO: TRadioGroup;
SP_TEMPO: TSpinEdit;
LBL_TEMPO: TLabel;
GroupBox1: TGroupBox;
LBL_RELOGIO: TLabel;
```

```
Timer1: TTimer;
CB_DESVIOPAD: TCheckBox;
procedure FormShow(Sender: TObject);
procedure Action_Ler_DadosExecute(Sender: TObject);
procedure Action_Analisar_DadosExecute(Sender: TObject);
procedure BitBtn3Click(Sender: TObject);
procedure SP_TEMPOChange(Sender: TObject);
procedure RG_TEMPOClick(Sender: TObject);
procedure Timer1Timer(Sender: TObject);
procedure DesvioPadrao(Media: real; QtdeVetor: Integer);
private
  { Private declarations }
public
  { Public declarations }
  segundos: integer;
  vetor: array of real;
  desviopadao: Double;
end;

var
  F_PRINCIPAL: TF_PRINCIPAL;

implementation

{$R *.dfm}

function Completar_Caracter(Tamanho: integer; Texto: String):
String;
begin
  while Length(Texto) < Tamanho do
    Texto := '0'+Texto;
  Result := Texto;
end;
```

```

function Calculo_Tempo(Segundos: integer): String;
var
vHora, vMinuto, vSegundo, aux: integer;
begin

if segundos < 60 then
    Result := '00:00:'+Completar_Caracter(2,IntToStr(segundos))
else
begin
    vSegundo := Segundos mod 60;
    vMinuto := Segundos div 60;

    if vMinuto < 60 then
        Result :=
'00:'+Completar_Caracter(2,IntToStr(vMinuto))+':'+Completar_Ca
racter(2,IntToStr(vSegundo))
    else
    begin
        aux := vMinuto;
        vMinuto:= vMinuto mod 60;
        vHora := aux div 60;
        Result :=
Completar_Caracter(2,IntToStr(vHora))+':'+Completar_Caracter(2
,IntToStr(vMinuto))+':'+Completar_Caracter(2,IntToStr(vSegundo
))
    end;
end;

end;

procedure TF_PRINCIPAL.FormShow(Sender: TObject);
begin
    //SQLConnection.Connected := True;

```

```

end;

procedure          TF_PRINCIPAL.Action_Ler_DadosExecute(Sender:
TObject);
Var
    TXT : TextFile;
    VEntrada: String;
    VContador: real;
begin
    SDS_VETOR.Close;

SDS_VETOR.DataSet.ParamByName('PK_EC_PESQUISADO').AsInteger :=
0;
    SDS_VETOR.Open;

    VContador := 0;
    LBL_CONTADOR.Visible := True;
    LBL_CONTADOR.Caption := '0';
    AssignFile(TXT,
'T:\Dados\Pos_Graduacao\UNESP\DINTER\Plano_Estudos\Sons\arq3.t
xt');
    Reset(TXT);
    While not Eoln(TXT) do
    Begin
        ReadLn(TXT,VEntrada);
        if Copy(VEntrada,10,1) <> EmptyStr then
        begin
            SDS_VETOR.Insert;
            SDS_VETORPK_EC_PESQUISADO.AsInteger:= 1;
            SDS_VETORNU_1.AsString :=
Trim(Copy(VEntrada,1,11));
            SDS_VETORNU_2.AsString :=
Trim(Copy(VEntrada,17,11));
            SDS_VETORNU_AMOSTRA.AsInteger := SpinEdit.Value;

```

```

        SDS_VETOR.Post;
        SDS_VETOR.ApplyUpdates(-1);
    end;

//=====
=====
        VContador := VContador + 1;
        LBL_CONTADOR.Caption := FloatToStr(VContador);
        Application.ProcessMessages;

//=====
=====
        end;
        ShowMessage('Importação realizada com sucesso!');
        LBL_CONTADOR.Visible := False;
end;

procedure TF_PRINCIPAL.DesvioPadrao(Media: real; QtdeVetor:
Integer);
var
    i: integer;
    somatorio: Double;
begin
    desviopadao:= 0;
    somatorio := 0;
    for i := 0 to high(vetor) do
        somatorio := somatorio + power(vetor[i]-Media,2);
    end;

    desviopadao := sqrt(somatorio/(QtdeVetor-1));

    Memo.Lines.Add('Desvio Padrão: '+FloatToStr(desviopadao));
end;

```

```

function ConverteNumero(Valor: String): String;
begin
    while Pos('.',Valor) > 0 do
        Valor := copy(Valor,1,Pos('.',Valor)-
1)+'+','+copy(Valor,Pos('.',Valor)+1,1000);

    Result := Valor;
end;

procedure TF_PRINCIPAL.Action_Analisar_DadosExecute(Sender:
TObject);
Var
    VCont_0, VCont_anteriores, VMudaFaixa: integer;
    VBatidas: integer;
    (*VCont_0 = procura ocorrencias de numeros iguais a zero em
nu_1 e nu_2
    VCont_anteriores = até encontra-los
    *)
    VNu_1, VNu_2: string;
    VContador: real;
begin
    SDS_VETOR.Close;
    SDS_VETOR.DataSet.ParamByName('PK_EC_PESQUISADO').AsInteger
:= 1;
    SDS_VETOR.DataSet.ParamByName('NU_AMOSTRA').AsInteger
:= SpinEdit.Value;
    SDS_VETOR.Open;
    VContador := 0;
    LBL_CONTADOR.Visible := True;
    LBL_CONTADOR.Caption := '0';
    if CB_INTERSECAO.Checked then
    begin
        VCont_0 := 0;
        VCont_anteriores := 0;
    end;
end;

```

```

while not SDS_VETOR.EOF do
begin
    inc(VCont_anteriores);
    VNu_1 := ConverteNumero(SDS_VETORNU_1.AsString);
    VNu_2 := ConverteNumero(SDS_VETORNU_2.AsString);
    if      (StrToFloat(VNu_1)=StrToFloat(VNu_2))      and
(StrToFloat(VNu_1)=0) then
        begin
            inc(VCont_0);
            Memo.Lines.Add('Interseções = '+IntToStr(VCont_0)+'
até acontecer: '+IntToStr(VCont_anteriores));
            VCont_anteriores := 0;
        end;
        SDS_VETOR.Next;

//=====
=====

    VContador := VContador + 1;
    LBL_CONTADOR.Caption := FloatToStr(VContador);
    Application.ProcessMessages;

//=====
=====

    end;
    //-----
-----

Memo.Lines.Add('=====
');
    end;

//=====
=====

    if CB_ZERO.Checked then

```

```

begin
  VCont_0          := 0;
  VCont_anteriores := 0;
  SDS_VETOR.First;
  while not SDS_VETOR.EOF do
  begin
    inc(VCont_anteriores);
    VNu_1 := ConvertNumero(SDS_VETORNU_1.AsString);
    VNu_2 := ConvertNumero(SDS_VETORNU_2.AsString);
    if (StrToFloat(VNu_1)=0) or (StrToFloat(VNu_2)=0) then
    begin
      inc(VCont_0);
      Memo.Lines.Add('Zero = '+IntToStr(VCont_0)+' até
acontecer: '+IntToStr(VCont_anteriores)+'          V1:'+VNu_1+'
V2:'+VNu_2);
      VCont_anteriores := 0;
    end;
    SDS_VETOR.Next;

//=====
=====
    VContador := VContador + 1;
    LBL_CONTADOR.Caption := FloatToStr(VContador);
    Application.ProcessMessages;

//=====
=====
    end;
    //-----
-----

Memo.Lines.Add('=====
');
end;

```

```

if CB_IGUAIS.Checked then
begin

//=====
=====
VCont_0          := 0;
VCont_anteriores := 0;
SDS_VETOR.First;
while not SDS_VETOR.EOF do
begin
    inc(VCont_anteriores);
    VNu_1 := SDS_VETORNU_1.AsString;
    VNu_2 := SDS_VETORNU_2.AsString;
    if (VNu_1= VNu_2) then
    begin
        inc(VCont_0);
        Memo.Lines.Add('Iguais = '+IntToStr(VCont_0)+' até
acontecer: '+IntToStr(VCont_anteriores)+'          '+VNu_1);
        VCont_anteriores := 0;
    end;
    SDS_VETOR.Next;

//=====
=====

VContador := VContador + 1;
LBL_CONTADOR.Caption := FloatToStr(VContador);
Application.ProcessMessages;

//=====
=====

end;

Memo.Lines.Add('=====
');
```

```

end;
if CB_BAT_V1.Checked then
begin

//=====
=====
VCont_0          := 0; //numero positivos
VCont_anteriores := 0; //numeros negativos
VMudaFaixa       := 0;
VBatidas         := 0;
SDS_VETOR.First;
while not SDS_VETOR.EOF do
begin
  VNu_1 := ConverteNumero(SDS_VETORNU_1.AsString);
  if (StrToFloat(VNu_1) > 0) then
  begin
    if VMudaFaixa = 2 then
    begin
      inc(VBatidas);
      Memo.Lines.Add('BAT:          '+IntToStr(VBatidas)+'
Maior          =          '+IntToStr(VCont_0)+'          Menor:
'+IntToStr(VCont_anteriores)+'          V1:'+VNu_1);
      VCont_anteriores := 0;
    end;
    inc(VCont_0);
    VMudaFaixa := 1;
  end
  else if StrToFloat(VNu_1) <> 0 then
  begin
    if VMudaFaixa = 1 then
    begin
      inc(VBatidas);

```

```

Memo.Lines.Add('BAT:      '+IntToStr(VBatidas)+'
Maior      =      '+IntToStr(VCont_0)+'      Menor:
'+IntToStr(VCont_anteriores)+'      V1:'+VNu_1);
      VCont_0 := 0;
end;
inc(VCont_anteriores);
VMudaFaixa := 2;
end;
SDS_VETOR.Next;

//=====
=====
      VContador := VContador + 1;
      LBL_CONTADOR.Caption := FloatToStr(VContador);
      Application.ProcessMessages;

//=====
=====
      end;

Memo.Lines.Add('=====
');
end;
if CB_BAT_V2.Checked then
begin

//=====
=====
      VCont_0      := 0; //numero positivos
      VCont_anteriores := 0; //numeros negativos
      VMudaFaixa      := 0;
      VBatidas        := 0;
      SDS_VETOR.First;
      while not SDS_VETOR.EOF do

```

```

begin
  VNu_1 := ConverteNumero(SDS_VETORNU_2.AsString);
  if (StrToFloat(VNu_1) > 0) then
  begin
    if VMudaFaixa = 2 then
    begin
      inc(VBatidas);
      Memo.Lines.Add('BAT:      '+IntToStr(VBatidas)+'
Maior          =          '+IntToStr(VCont_0)+'          Menor:
'+IntToStr(VCont_anteriores)+'          V2:'+VNu_1);
      VCont_anteriores := 0;
    end;
    inc(VCont_0);
    VMudaFaixa := 1;
  end
  else if StrToFloat(VNu_1) <> 0 then
  begin
    if VMudaFaixa = 1 then
    begin
      inc(VBatidas);
      Memo.Lines.Add('BAT:      '+IntToStr(VBatidas)+'
Maior          =          '+IntToStr(VCont_0)+'          Menor:
'+IntToStr(VCont_anteriores)+'          V2:'+VNu_1);
      VCont_0 := 0;
    end;
    inc(VCont_anteriores);
    VMudaFaixa := 2;
  end;
  SDS_VETOR.Next;

//=====
=====

  VContador := VContador + 1;
  LBL_CONTADOR.Caption := FloatToStr(VContador);

```

```

Application.ProcessMessages;

//=====
=====
    end;

Memo.Lines.Add('=====
');
    end;
    Memo.Lines.Add('Total: '+IntToStr(SDS_VETOR.RecordCount));
    LBL_CONTADOR.Visible := False;
end;

procedure TF_PRINCIPAL.BitBtn3Click(Sender: TObject);
Var
    TXT : TextFile;
    VEntrada: String;
    VContador: Longint;
    vNumeroLido,    vNumeroMaior,    vQtdePositiva,    vQtdeNegativa,
vNumeroMenor, vSomatotal : double;
    vPerPositiva, vPerNegativa, vPerDif: double;
    vDecimal: integer;
    vValorTotalPositivo,    vValorTotalNegativo,    vCruzaZero:
double;
    vValorPositivo: integer;
    vCaminhoPasta: String;
    vRepetir: boolean;

    F: TSearchRec;
    Ret: Integer;
    TempNome: string;
    vQtdeArquivo, vQtdeMaxVetor: integer;
    //--- desvio padrão ----- 08/03/2014 -----
-----

```

```

begin
  if CB_LerVarios.Checked then
    Memo.Clear;

    OpenFileDialog.Execute;
    vCaminhoPasta := ExtractFilePath(OpenDialog.FileName);

    LBL_RELOGIO.Caption := '00:00:00';
    segundos := 0;
    Timer1.Enabled := True;

    if CB_LerVarios.Checked then
      Ret := FindFirst(vCaminhoPasta+'*.*', faArchive , F);

      if RG_TEMPO.ItemIndex = 0 then //limita o vetor para
análise
        vQtdeMaxVetor := SP_TEMPO.Value
      else
        vQtdeMaxVetor := 100000000;

      vQtdeArquivo := 0;
      vRepetir := true;
      while vRepetir do
        begin

//=====
=====

          vNumeroLido := 0;
          vNumeroMaior := -150;
          vQtdePositiva:= 0;
          vQtdeNegativa:= 0;
          vNumeroMenor := 150;
          vSomatotal:= 0;

```

```

//=====
                                                                    19/02/2014
=====

vValorTotalPositivo := 0;
vValorTotalNegativo := 0;
vCruzaZero           := 0;
vValorPositivo       := 0; //0 igual a primeira execução
e -1 negativo 1 positivo

//=====
=====

if not CB_LerVarios.Checked then
    vRepetir := false;

if CB_LerVarios.Checked then
begin
    if Ret <> 0 then
        vRepetir := false;
    TempNome := F.Name;
    Ret := FindNext(F);
end
else
    TempNome := OpenFileDialog.FileName;

inc(vQtdeArquivo);
Memo.Lines.Add('Arquivo = '+TempNome);
Memo.Lines.Add('Número = '+IntToStr(vQtdeArquivo));
VContador := 0;
LBL_CONTADOR.Visible := True;
LBL_CONTADOR.Caption := '0';
AssignFile(TXT, TempNome);
Reset(TXT);
While not Eoln(TXT) do
Begin

```

```

ReadLn (TXT, VEntrada);
if vQtdeMaxVetor > VContador then
begin
  if Copy (VEntrada, 2, 1) <> EmptyStr then
  begin
    vDecimal      := StrToInt (copy (VEntrada, 14, 3));
    if vDecimal > 0 then
      vNumeroLido      :=
StrToFloat (ConverteNumero (copy (VEntrada, 1, 11)))      /
Power (10, vDecimal)
    else
      vNumeroLido      :=
StrToFloat (ConverteNumero (copy (VEntrada, 1, 11)));

//=====          desvio          padrão
=====

    SetLength (vetor, VContador+1);
    vetor [VContador] := vNumeroLido;

//=====
=====

    if vNumeroLido > 0 then
      vQtdePositiva := vQtdePositiva + 1
    else
      vQtdeNegativa := vQtdeNegativa + 1;

    if vNumeroMaior < vNumeroLido then
      vNumeroMaior := vNumeroLido;
    if vNumeroMenor > vNumeroLido then
      vNumeroMenor := vNumeroLido;
    vSomatotal := vSomatotal + vNumeroLido;

    if vNumeroLido > 0 then

```

```

        vValorTotalPositivo := vValorTotalPositivo +
vNumeroLido
    else
        vValorTotalNegativo := vValorTotalNegativo +
vNumeroLido;

        //-----      cruzamento      no      zero
=====
        if vValorPositivo = 0 then
        begin
            if vNumeroLido > 0 then
                vValorPositivo := 1
            else
                vValorPositivo := -1;
        end
        else
        begin
            if (vNumeroLido > 0) and (vValorPositivo=-1)
then
                begin
                    vValorPositivo:= 1;
                    vCruzaZero      := vCruzaZero + 1;
                end
            else if (vNumeroLido < 0) and (vValorPositivo=
1) then
                begin
                    vValorPositivo := -1;
                    vCruzaZero      := vCruzaZero + 1;
                end
            end;

        //=====
=====

```

```

if copy(VEntrada,30,1) = '0' then
begin
    vDecimal      := StrToInt(copy(VEntrada,30,3));
    if vDecimal > 0 then
        vNumeroLido      :=
StrToFloat(ConverteNumero(copy(VEntrada,18,10)))      /
Power(10,vDecimal)
    else
        vNumeroLido      :=
StrToFloat(ConverteNumero(copy(VEntrada,18,10)));
    if vNumeroLido > 0 then
        vQtdePositiva := vQtdePositiva + 1
    else
        vQtdeNegativa := vQtdeNegativa + 1;

    if vNumeroMaior < vNumeroLido then
        vNumeroMaior := vNumeroLido;
    if vNumeroMenor > vNumeroLido then
        vNumeroMenor := vNumeroLido;
    vSomatotal := vSomatotal + vNumeroLido;

    if vNumeroLido > 0 then
        vValorTotalPositivo := vValorTotalPositivo
+ vNumeroLido
    else
        vValorTotalNegativo := vValorTotalNegativo
+ vNumeroLido;

    VContador := VContador + 1;

    //-----      cruzamento      no      zero
=====
    if vValorPositivo = 0 then
begin

```

```

        if vNumeroLido > 0 then
            vValorPositivo := 1
        else
            vValorPositivo := -1;
        end
    else
        begin
            if (vNumeroLido > 0) and (vValorPositivo=-
1) then
                begin
                    vValorPositivo:= 1;
                    vCruzaZero      := vCruzaZero + 1;
                end
            else if (vNumeroLido < 0) and
(vValorPositivo= 1) then
                begin
                    vValorPositivo := -1;
                    vCruzaZero      := vCruzaZero + 1;
                end
            end;
        end;

//=====
=====

        end;
    end;

//=====
=====

        VContador := VContador + 1;
        LBL_CONTADOR.Caption := FloatToStr(VContador);
        Application.ProcessMessages;
    end;

```

```

//=====
=====

    end;

    if not CB_LerVarios.Checked then
        ShowMessage('Importação realizada com sucesso!');

        LBL_CONTADOR.Visible := False;
        Memo.Lines.Add('Qtde Pos = '+FloatToStr(vQtdePositiva)+'
Neg:          '+FloatToStr(vQtdeNegativa)+'          Maior:
'+FloatToStr(vNumeroMaior)+'
Menor:'+FloatToStr(vNumeroMenor));
        if (vQtdePositiva > vQtdeNegativa) then
            Memo.Lines.Add('Maior          Positivo          dif=
'+FloatToStr(vQtdePositiva-vQtdeNegativa))
        else
            Memo.Lines.Add('Maior          Negativo          dif=
'+FloatToStr(vQtdeNegativa-vQtdePositiva));
            vPerPositiva := 100*vQtdePositiva/VContador;
            vPerNegativa := 100*vQtdeNegativa/VContador;
            vPerDif
                := 100*(vQtdePositiva-
vQtdeNegativa)/VContador;
            if vPerDif < 0 then
                vPerDif := vPerDif * (-1);
            Memo.Lines.Add('% Positiva: '+FloatToStr(vPerPositiva)+'
'+ % Negativa: '+FloatToStr(vPerNegativa));
            Memo.Lines.Add('% Dif padrão: '+FloatToStr(vPerDif));
            Memo.Lines.Add('Dif          do          maior          e          menor:
'+FloatToStr(vNumeroMaior+vNumeroMenor));
            Memo.Lines.Add('Total          Negativos:
'+FloatToStr(vValorTotalNegativo));

```

```

Memo.Lines.Add('Média Negativos:
'+FloatToStr(vValorTotalNegativo/vQtdeNegativa));
Memo.Lines.Add('Total Positivos:
'+FloatToStr(vValorTotalPositivo));
Memo.Lines.Add('Média Positivos:
'+FloatToStr(vValorTotalPositivo/vQtdePositiva));
Memo.Lines.Add('Qtde total: '+FloatToStr(VContador));
Memo.Lines.Add('Cruzamento de zero:
'+FloatToStr(vCruzaZero));
if CB_MEDIA.Checked then
begin
Memo.Lines.Add('Total geral:
'+FloatToStr(vSomatotal));
Memo.Lines.Add('Média:
'+FloatToStr(vSomatotal/VContador));
Memo.Lines.Add('Média sinal:
'+FloatToStr((vValorTotalPositivo+vValorTotalNegativo)/VContad
or));
Memo.Lines.Add('Média * 10^8:
'+FloatToStr(vSomatotal/VContador*power(10,8)));
end;
//===== desvio padrão
=====

if CB_DESVIOPAD.Checked then
begin
DesvioPadrao(vSomatotal/VContador, VContador);

//=====
=====

if desviopadao < 0.01 then
Memo.Lines.Add('Batimento NORMAL')
else
Memo.Lines.Add('Batimento ANORMAL');
end

```

```

else
begin
  if vPerDif < 0.35 then
    Memo.Lines.Add('Batimento NORMAL')
  else
    Memo.Lines.Add('Batimento ANORMAL');
end;

Memo.Lines.Add('*****
*****');
end;

Timer1.Enabled := False;

end;

procedure TF_PRINCIPAL.SP_TEMPOChange(Sender: TObject);
begin
  if SP_TEMPO.Value <> 0 then
    LBL_TEMPO.Caption      :=      FormatFloat('###,##0.00',
SP_TEMPO.Value / 8000)+ ' segundos';
end;

procedure TF_PRINCIPAL.RG_TEMPOClick(Sender: TObject);
begin
  if RG_TEMPO.ItemIndex = 0 then
  begin
    SP_TEMPO.Visible := True;
    LBL_TEMPO.Visible:= True;
  end
  else
  begin
    SP_TEMPO.Visible := False;

```

```
        LBL_TEMPO.Visible:= False;
    end;
end;

procedure TF_PRINCIPAL.Timer1Timer(Sender: TObject);
begin
    inc(segundos);
    LBL_RELOGIO.Caption := Calculo_Tempo(segundos);
end;

end.
```

APÊNDICE B - PUBLICAÇÕES

Neste apêndice apresentam-se o artigo publicado em periódico internacional e congresso internacional na área de engenharia biomédica:

A.1 Periódicos Internacionais

BRITES, I. S. G.; OKI N. **Prototype development of a computerized system for interpretation of heart sounds using Wavelet.** Springer International Publishing, IFMBE Proceedings, v. 41, n. 12, p. 1029-1032, 2013a.

A.2 Congressos

BRITES, I. S. G.; OKI N. **Prototype development of a computerized system for interpretation of heart sounds using Wavelet.** In: XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing, 8., 2013, Seville. **Anais... Seville:** MEDICON 2013.