



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE INFORMÁTICA
CIÊNCIA DA COMPUTAÇÃO



Trabalho de Graduação

Tele-Estetoscópio Eletrônico

UMA FERRAMENTA EM TELEMEDICINA E ENSINO DE
CARDIOLOGIA

Fabio de Lima Hedayioglu (fheday@gmail.com)

Orientador: Manoel Eusébio de Lima (mel@cin.ufpe.br)

Co-Orientadora: Sandra da Silva Mattos (ssmattos@cardiol.com)

Recife,
Junho de 2005

Universidade Federal de Pernambuco
Centro de Informática

Fabio de Lima Hedayioglu

Tele-Estetoscópio Eletrônico

Trabalho apresentado ao Programa de Graduação em Ciência da Computação do Centro de Informática da Universidade Federal de Pernambuco como requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel em Ciência da Computação.

Orientador: Manoel Eusébio de Lima

Co-orientadora: Sandra da Silva Mattos

Agradecimentos

Gostaria de agradecer a Deus, ao meu Pai, minha Mamãe, minha avó e todos os meus familiares que me ajudaram a superar as dificuldades encontradas no percurso de minha vida até o momento.

Também merecem todos os meu agradecimentos as pessoas que encontrei durante minha vida que direta ou indiretamente me ajudaram, dentre elas, algumas me tocaram pela sua maneira de ser e, mesmo sem querer, conseguem passar “algo a mais”, se tornando verdadeiros “mestres” em minha vida, são vocês: Sandra Mattos, Emerson Lima e César Mello. Pessoas a quem tenho muito carinho, respeito e admiração.

Claro, agradeço também a meus amigos e companheiros Lúcia Roberta, Juliana Neves, Rossana Severi, Elisabeth Figueiredo, Thamine Hatem, Karla Ferretti, Saulo Chalegre, Jarbinhas, Rafael Duarte (Dudu), Bruno Bourbon (gato-mestre), Manoel Eusébio, Abner Barros, a toda a equipe da UCMF, Circulo do Coração de Pernambuco, CADUCEUS, UFPE e demais amigos e colegas.

Em especial, deixo aqui meus mais sinceros agradecimentos ao Prof. Fernando Rocha Carvalho, que infelizmente, não tive a honra de conhecer, mas seu trabalho me deu direção e inspiração para o desenvolvimento deste trabalho.

Prof. Fernando Rocha, obrigado!

Ao longo dos anos, alguns grandes mestres se destacaram no ensino da Cardiologia.

Em Recife, entre 1955 e 1990, um deles, o Prof. Fernando Rocha Carvalho, dedicou-se com todo empenho e talento a esta tarefa.

Médico ilustre, professor brilhante, fazia vibrar a todos os que lhe escutavam falar sobre o coração.

Dedicou-se ao estudo dos sons cardíacos e ondas de pulso, através da fonomecanocardiografia, técnica que facilita sobremaneira a compreensão da ausculta cardíaca.

Este método, hoje esquecido na maioria dos centros, teve grande influência na formação de gerações de cardiologistas que foram e ainda são capazes de reconhecer as mais complexas cardiopatias através do exame físico do paciente.

O desafio para desenvolver o tele-estetoscópio, capaz de captar, transmitir e principalmente reproduzir os ruídos cardíacos, surgiu do desejo de resgatar os ensinamentos da ausculta cardíaca que nos foram repassados pelo Prof. Fernando, dentro do moderno ambiente tecnológico da tele-medicina.

A capacidade técnica, empenho e profissionalismo do estudante de informática, Fábio de Lima Hedayioglu tornou o sonho realidade.

Hoje, podemos retomar o ensino da ausculta cardíaca com a visualização gráfica dos seus componentes, através do tele-“fono”-estetoscópio que carinhosamente chamamos de “A ROCHINHA”.

Sandra Mattos

Cardiopediatra

Presidente

Departamento de Cardiologia Pediátrica

Sociedade Brasileira de Cardiologia

O ensino da cardiologia inicia-se pelo exame físico do paciente e tem como o seu principal aspecto a ausculta dos ruídos cardíacos. O treino do estudante de medicina nos mais diversos tipos de ruídos cardíacos é, portanto, um dos aspectos principais na execução do diagnóstico diferencial de anomalias do sistema cardiovascular. Neste trabalho foi montada, em um hospital, uma infra-estrutura que possibilitasse, através de um computador pessoal, a captura dos sons cardíacos de crianças desde o período neonatal até a adolescência. Para isso foi desenvolvido um dispositivo de captura de sons cardíacos e um software para a gravação e reprodução de sons.

Como resultado deste projeto, foi desenvolvido um sistema (hardware e software) para captura de sons cardíacos em meio digital, exibição dos mesmos em tempo real em ambientes abertos, e que possibilita também o envio dos sons usando uma conexão de Internet por e-mail.

Palavras Chaves: Ausculta, fonocardiograma, telemedicina, estetoscópio.

The teaching of cardiology starts with the patient's physical examination and has, as its most important aspect, the auscultation of the cardiac sounds. The training of a medical student in the auscultation of different cardiac sounds is, therefore, one of the key steps towards the establishment of a clinical diagnosis. In this monography, an infrastructure was built in a hospital, with the support of a personal computer, to allow for the recording of cardiac sounds in children, from the neonatal period to for that purpose, a device was designed and developed for the heart sounds' capture as well as software for the recording and reproduction of these sounds.

As results of this monograph, a digital heart sounds recording system (hardware and software) was built. This system allows for their reproduction and amplification of the sounds that can be heard through loudspeakers and for their transmission through e-mail.

Key Words: Auscultation, Phonocardiogram, telemedicine, stethoscope

Agradecimentos.....	3
Nota.....	4
Resumo.....	5
Abstract.....	6
1. Introdução.....	9
1.1. Telemedicina.....	10
1.2 Educação Médica Continuada em Cardiologia Pediátrica e Fetal em Pernambuco.....	12
1.3 Motivação.....	13
1.4 Objetivos.....	13
1.5 Trabalhos Relacionados.....	14
2. Material e Métodos.....	16
2.1 O que é o Som.....	17
2.2 O Processo de Digitalização.....	18
2.2.1 O Teorema de Nyquist-Shannon.....	21
2.3 O Hardware do Protótipo.....	27
2.4 O Software do Protótipo.....	28
3. Resultados.....	37
4. Conclusões.....	38
4.1 Dificuldades Encontradas.....	39
4.2 Trabalhos Futuros.....	40
5. Glossário.....	42
6. Referências Bibliográficas.....	44
7. Datas e Assinaturas.....	47

Lista de Figuras

Figura 1 Esquema em blocos do sistema.....	16
Figura 2 Representação visual de uma onda sonora:	17
Figura 3 Sinal analógico lido de um transdutor.....	19
Figura 4 Sinal “amostrado”	19
Figura 5 Sinal Digitalizado	20
Figura 6 Sinal corretamente digitalizado.....	21
Figura 7 Sinal incorretamente digitalizado.....	21
Figura 8 Visualização do filtro de Shannon como uma serie de filtros temporais	25
Figura 9 Filtros de Shannon reconstruindo um sinal	26
Figura 10 Esquema de uma placa de som convencional	26
Figura 11 Vista do diafragma.....	27
Figura 12 Diagrama UML do software desenvolvido	32
Figura 13 Screenshot do programa de captura de sons.....	34

1. Introdução

"...If it (*the stethoscope*) will ever come into
general use, notwithstanding
its value, I am extremely doubtful"

(J. Forbes 1821) [1].

**Tradutor para o inglês
da primeira publicação
sobre o estetoscópio**

Desde os mais antigos tempos, o homem tem conhecimento que o seu corpo emite sons próprios de seu funcionamento. Hippocrates (entre 460 e 370 a.C.) [2], inclusive, em seus relatos, trata sobre os ruídos cardíacos. Mas foi apenas no início do século 17 que o médico francês René Théophile Hyacinthe Laennec inventou um aparelho que, mais tarde, se tornaria um dos mais pertinentes símbolos da medicina: o estetoscópio.

Nesta época, para ouvir os ruídos cardíacos, o médico tinha que fazer uso de uma técnica conhecida como “ausculta direta”, que consistia em colocar o ouvido diretamente no tórax do paciente para a ausculta. Porém este método era bastante desconfortável para o médico e para o paciente, além de ser um inconveniente no exame de mulheres. Em hospitais, o método é impraticável, pois necessita de um grande contato corporal, o que aumenta o risco de infecções.

Em 1816, Laennec foi procurado por uma mulher com sintomas gerais de cardiopatia, e um alto grau de obesidade. A ausculta direta foi considerada inadmissível, dada idade e sexo do paciente. Laennec (lembrando-se das propriedades acústicas dos materiais), pegou algumas folhas de papel e enrolou-as de forma bem apertada, encostou uma ponta no tórax da paciente e a outra em seu ouvido. Desta forma, ele pode ouvir os sons de maneira mais clara do que usando a ausculta direta [1]. E foi assim criado o primeiro estetoscópio, que do grego quer dizer: *stethos*: tórax, *skopien*: ver.

Apesar de sua frágil saúde, em 1819 [3], Laennec publicou os resultados de seus estudos no “*Traité de L’Auscultation Médiante*” (Tratado de ausculta mediada). Nesta obra, foram introduzidos os termos: sopro, crepitações, dentre outros, em uma obra com descrições mais detalhadas dos ruídos cardíacos.

Apenas em 1907, Willem Einthoven, conseguiu com sucesso, fazer a

primeira gravação de sons cardíacos [4].

Desde a época de Laennec até os dias atuais, os estetoscópios são utilizados na avaliação cardiológica inicial de todos os pacientes com suspeita de cardiopatias. É uma ferramenta não-invasiva e que detecta uma grande quantidade de anomalias funcionais, hemodinâmicas e estruturais.

Para o ensino da prática da ausculta, existem estetoscópios “didáticos”, que são dispositivos comuns com acoplamentos para que mais de uma pessoa possa ouvir os sons ao mesmo tempo, porém tem a desvantagem de se ter mais tubos ligados ao estetoscópio [5], o que faz com que o som auscultado se torne de menor intensidade. Estes dispositivos, pelas limitações citadas, são pouco utilizados e o ensino da ausculta cardíaca é mais freqüentemente realizado através da utilização de estetoscópios individuais.

Com o desenvolvimento da eletrônica, começaram a surgir estetoscópios eletrônicos no mercado, que incorporam algumas funcionalidades a mais em relação aos estetoscópios comuns, como: amplificação variável e filtros analógicos. Porém, estas funcionalidades também inserem alguns problemas. Marie-Caude [6], descreve um estetoscópio eletrônico ideal como sendo um dispositivo que possua amplificação de alta fidelidade ajustável, ausência de ruído eletrônico, ambiental ou artefatos de manipulação.

1.1. Telemedicina

“Telemedicine is the use of electronic information and communications technologies to provide and support health care when distance separates the participants.

(Field MJ, 1996) [7].

Por mais de 40 anos pesquisadores e clínicos vem testando o uso de sistemas de telecomunicações e computação digital para melhorar o atendimento de pacientes situados em locais distantes e de difícil acesso [7].

A telemedicina permite hoje, virtualmente, que qualquer serviço de saúde seja disponibilizado usando-se para isso tecnologias de telecomunicações [8].

Teoricamente, praticamente qualquer serviço médico pode ser feito via telemedicina, usando-se para isso as corretas tecnologias de telecomunicação.

Existem vários serviços de telemedicina, porém os mais populares são os de transmissão de exames, e os sistemas de prontuário eletrônico.

Quanto à transmissão de exames (assunto abordado neste trabalho), os existentes em pediatria melhores adaptados a esta prática são:

- Radiologia: Programas de transmissão de exames radiológicos existem há mais de 31 anos. Para esta modalidade de telemedicina, é necessária uma baixa largura de banda para a transmissão das imagens com boa resolução [9].
- Saúde Mental: Estes programas visam o aconselhamento psicológico de crianças à distância [10]. Relatam ótimos resultados de diagnóstico em crianças, porém destacam a importância da necessidade de uma equipe altamente qualificada e com capacidades de compartilhar informações entre si.
- Dermatologia: Diagnósticos dermatológicos podem ser realizados usando-se imagens paradas. Porém, câmeras fotográficas e de videoconferência comuns não são adequadas para a captação de imagens com uma definição tão boa. Para isso são usadas câmeras especiais (dermatoscópios). No nordeste do Brasil o NUTES [11] está equipado com estas câmeras.
- Cardiologia: A telecardiologia já é uma modalidade de telemedicina amplamente aceita e usada [12-15]. Nesta modalidade, é transmitido o som do coração, exames de ecocardiograma e eletrocardiogramas.

Apesar de ser uma técnica aceita e amplamente difundida, a telemedicina enfrenta alguns problemas éticos (no caso de falha do diagnóstico, de quem é a culpa? Do operador ou do médico?) e econômicos (não existem padrões de reembolso para os profissionais envolvidos), além do fato de que a maioria dos países não possui legislação regulamentando esta prática.

1.2 Educação Médica Continuada em Cardiologia Pediátrica e Fetal em Pernambuco

Desde 1994, um Programa de Pesquisa e Educação Continuada em Cardiologia Pediátrica e Fetal em Pernambuco, vem sendo desenvolvido através do Centro de Estudo e Pesquisa (CADUCEUS) da Unidade de Cardiologia & Medicina Fetal (UCMF) no Real Hospital Português de Beneficência em Pernambuco.

Em 1998, no CADUCEUS, foram iniciados trabalhos em telemedicina através da transmissão de imagens ecocardiográficas entre lugares remotos. A UCMF participa, juntamente com o Centro de Informática da Universidade Federal de Pernambuco, do Projeto Rede ATM Recife, que visa desenvolver aplicativos em tecnologias da informação para redes de alta velocidade, envolvendo telediagnóstico e educação à distância [16].

Em Agosto de 2000, foi realizado um trabalho pioneiro, com pacientes carentes do Círculo do Coração de Pernambuco, instituição beneficente de apoio a crianças e fetos cardiopatas, através de uma conexão entre o Centro Integrado Professor Amaury de Medeiros (CISAM) e a UCMF. Para a realização deste projeto foi feita uma parceria com a General Electrics, que disponibilizou um equipamento de ecocardiografia de última geração para a realização dos trabalhos, com o Centro de Informática da Universidade Federal de Pernambuco e com o Laboratório de Imunopatologia Keiko Asami (LIKA). O trabalho, pioneiro em nossa região, permitiu a avaliação de imagens de 60 exames de fetos e neonatos transmitidos do CISAM para a UCMF, comprovando a eficiência da ferramenta na consultoria médica à distância [17]. O mesmo sistema para transmissão de imagens também vem sendo utilizado com os pacientes da Casa de Saúde Santa Efigência em Caruaru. Atualmente a UCMF participa, como consultora em tecnologia e cardiologia materno-fetal, de dois outros projetos, o INFRAVIDA – Infra-estrutura de Vídeo Digital para Aplicações em Telemedicina, financiado pelo CNPq e o MUNICÍPIO SAUDÁVEL - Projeto de Telemedicina no Programa de Saúde da Família, financiado pelo Ministério da Saúde [18].

1.3 Motivação

Cardiopatias congênitas ocorrem em 8 a 10 para cada 1.000 nascidos vivos [19]. O estado de Pernambuco tem uma população em torno de 8.000.000 de habitantes e taxa de natalidade de 35 por mil (IBGE). Desta forma, nascem por ano, em Pernambuco, aproximadamente 3.000 crianças com algum tipo de cardiopatia congênita. Exames de ecocardiograma, eletrocardiograma, etc. são caros e a rede pública possui capacidade bastante limitada de realizar estes exames. Por mês, o Círculo do coração atende cerca de 150 pacientes carentes, e nos últimos cinco anos, mais de 10.000 pacientes carentes chegaram a ser atendida por este programa.

Alguns destes pacientes atendidos vêm de outras cidades, e, chegando ao consultório, é verificado que, através do exame físico, e em particular da ausculta cardíaca, poderia se evitar o deslocamento do paciente até um centro de cardiologia.

Outra situação semelhante que ocorre é a necessidade de se trocar experiências em exames de ausculta entre profissionais, que, através dos recursos disponíveis, se tornam impossíveis.

Apesar da cardiologia fazer amplo uso de sistemas de telemedicina no mundo inteiro [12-15], existem poucas aplicações de telemedicina voltadas para a pediatria [8].

Tendo em vista os motivos acima expostos, e levando-se em conta a necessidade de uma solução de baixo custo para criar um sistema que permita, não apenas a gravação das auscultas, mas também a transmissão e reprodução das mesmas em um ambiente aberto (sem uso de fones de ouvidos ou dispositivos ligados diretamente ao ouvido), um modelo de tele-estetoscópio eletrônico, alvo deste trabalho de graduação, foi idealizado.

1.4 Objetivos

Este trabalho de graduação tem como objetivo o desenvolvimento de um tele-estetoscópio eletrônico, com o qual será possível a gravação digital dos sinais cardíacos com a qualidade necessária para o diagnóstico de cardiopatias

e/ou identificação de características de ruídos cardíacos comuns, o que poderá se mostrar de grande valia para o ensino local e remoto da prática da ausculta cardíaca. Além de um acessório útil na prática profissional, este sistema tem seu maior valor no ensino da cardiologia.

Neste trabalho, para efeitos de sua validação, será montado um estudo de caso, o qual envolverá consultórios médicos comuns e uma infra-estrutura que possibilite a captura dos sons cardíacos de crianças, abrangendo desde o período neonatal até a adolescência.

1.5 Trabalhos Relacionados

Este item visa descrever alguns modelos de estetoscópios comerciais e métodos para filtragem e classificação automática de ruídos em sons cardíacos.

Comercialmente disponíveis, a mundialmente famosa 3M possui um estetoscópio eletrônico (o Littmann model 4000) [20], com capacidade de amplificação de até 20dB, 3 filtros: Campanha (20Hz -200Hz), Diafragma (100 – 500 Hz), e Faixa estendida (20Hz – 1000Hz), capacidade de gravação através de memória interna, transmissão de sons por infravermelho para um IBM-PC.

A empresa JABES comercializa o “JABES electronic stethoscope”[21], que possui três filtros semelhantes ao modelo da 3M, com o diferencial de se poder conectá-lo ao microcomputador por Wi-Fi e ter um software para visualização do formato de onda (fonomecanocardiografia) em tempo real.

Quanto à análise de dados relativos a sons cardíacos podemos citar o trabalho de Messer [22], o qual relata uma técnica para retirada de ruídos de sinais digitais de um estetoscópio usando o MATLAB [23], através do estabelecimento de padrões de *threshold* em coeficientes de *wavelets*.

O trabalho de Várady [24], descreve um método para retirada de ruídos de sinais usando-se *wavelets* e captação de ruídos ambientes simultaneamente para um posterior cancelamento sonoro.

Em Oskiper [25] é apresentada uma técnica usada para detecção da primeira bulha cardíaca por decomposição *wavelet*, cujo resultado é aplicado a

uma rede neural TDNN (*Time-delay neural Network*). Neste trabalho foi usado um estetoscópio comercial e o software MATLAB [23], conseguindo uma taxa de erro muito baixa: da ordem de 3.8%.

M. El-Hanjouri [26], sugere uma técnica para diagnóstico de doenças cardíacas. Em seu trabalho, um pré-processamento é efetuado nos sons para a remoção de ruídos usando *wavelets*. Após este estágio são comparados 3 métodos: Filtros usando-se coeficientes de *mel-cepstrum*, o método de decimação, e o método *wavelet*. Após este estágio, uma *Hidden Markov Model* (HMM) é usada para a classificação do som. A maior taxa de acerto é obtida usando-se o método *wavelet* (99.1%). Neste trabalho foi usado um estetoscópio não-comercial e uma ferramenta (HMM *toolkit*) [27] foi usada.

Andréas Voss [28], faz um sistema para diagnóstico de estenose aórtica. Para isso ele faz uma decomposição dos sons cardíacos em frequências por análise *wavelet*, em seguida calcula a envoltória do som e faz a aplicação de correlações entre os grupos de sons já classificados.

Os estetoscópios comerciais analisados possuem uma faixa de preço alta (da ordem de US\$ 390,00) [29]. O custo de produção do protótipo aqui descrito é muito baixo (cerca de R\$ 250,00 unitário), se comparado com os mesmos.

Foi observado que muitos trabalhos ([22], [25] e [26]) usam o MATLAB [23] ou outras ferramentas comerciais de modelagem. Estas técnicas, no entanto, não são aplicáveis para o diagnóstico de cardiopatias do dia-a-dia e o uso prático em consultório. Isto abre possibilidades para o desenvolvimento de aplicativos em *software/hardware* específicos, que permitam uma melhor e mais rápida exploração de diagnósticos, com melhoria dos processos de análise e aquisição dos sinais cardíacos.

2. Material e Métodos

Para a construção do protótipo do estetoscópio eletrônico foi usado um microcomputador IBM-PC com windows XP e placa de som com capacidades de taxa de amostragem de até 44.100 Hz e resolução de 16 bits. Um programa para reprodução, gravação e visualização de sons também foi desenvolvido.

O projeto envolve também a aquisição, filtragem e amplificação prévia do sinal analógico proveniente do transdutor acústico. A figura 1 mostra o esquema em blocos do sistema.

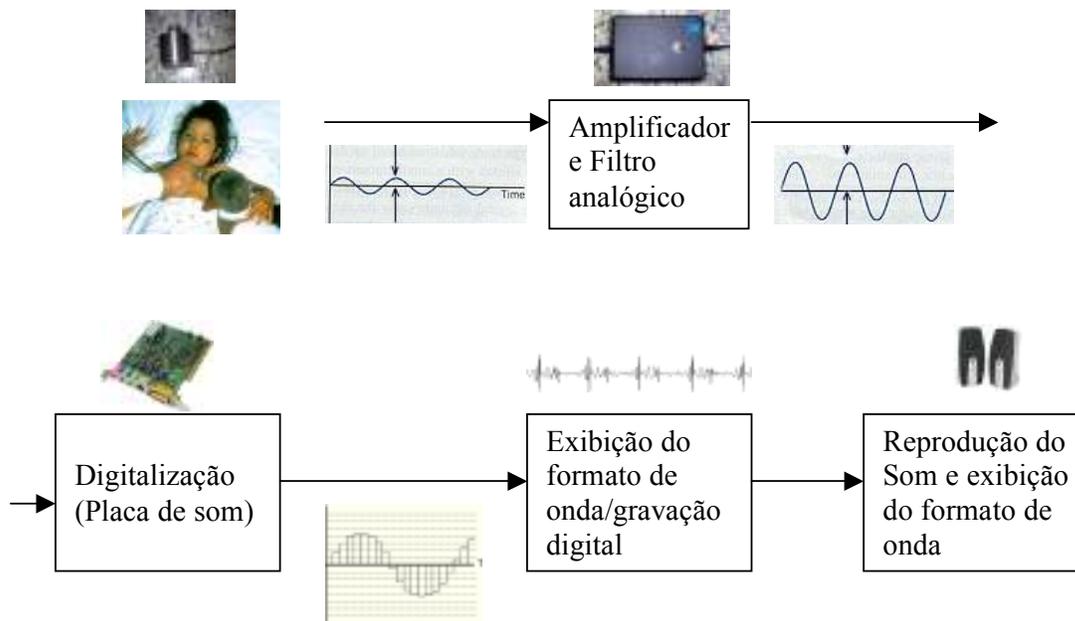


Figura 1 Esquema em blocos do sistema

Uma vez capturado e filtrado analogicamente o sinal é enviado à placa de som do computador hospedeiro - *host* (PC). Todo o projeto do transdutor acústico, diafragma, para captura do sinal cardíaco amplificador e filtros analógicos foram desenvolvidos pelo aluno.

2.1 O que é o Som

Quando um objeto submetido a um movimento vibratório é colocado em um ambiente propício, este produz uma série de perturbações neste meio, que faz com que as moléculas próximas a ele se desloquem, criando assim pequenas regiões de alta pressão. Então, assim que as moléculas do meio (normalmente o ar) se aglomeram para criar estas zonas de alta pressão, também são criadas zonas de baixa pressão. Estas zonas de alta e baixa pressão alternantes são chamadas de ondas, como mostradas na figura 2. Ondas ou vibrações são propagadas de uma maneira semelhante às ondas geradas por uma pedra jogada na água: movendo-se para frente, assim que novas moléculas são ativadas por aquelas já em movimento.

Estas ondas se propagam a uma certa velocidade que é proporcional à elasticidade do meio e inversamente proporcional à sua densidade. É interessante notar que, devido à constituição do corpo humano, os sons cardíacos são bem conduzidos do coração até a superfície do tórax quando o tecido miocárdico está em uma posição próxima à caixa torácica, pois desta forma, se tem conjunto de massa praticamente homogênea [30].

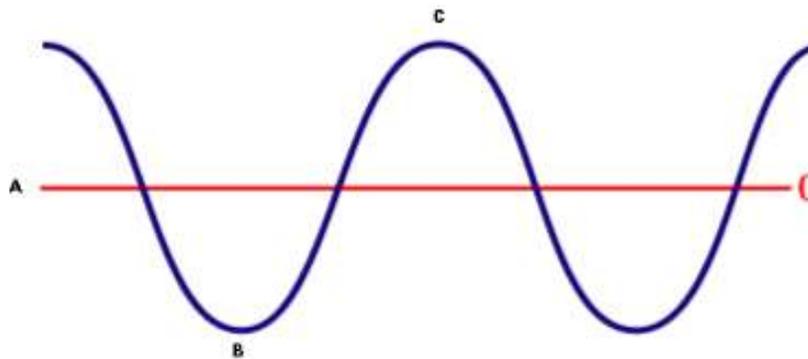


Figura 2 Representação visual de uma onda sonora: A) linha de base, B) área de baixa pressão, C) área de alta pressão

A maioria dos equipamentos de som registra as ondas sonoras como oscilações em torno de uma linha de base (Figura 2). As cristas das ondas representam zonas de alta pressão, enquanto os vales representam zonas de baixa pressão. O som puro, tal qual o emitido por um “*tuning fork*”, é registrado na forma de “ondas senoidais”, como na figura acima. A amplitude (ou

intensidade) do som é a distância vertical do mesmo até a linha de base. Sua frequência é dada pelo número completo de oscilações (uma oscilação é a trajetória entre duas cristas ou dois vales), por unidade de tempo. A unidade de medida da frequência é a Hz (Hertz) ou c.p.s (ciclos por segundo), sendo que 1Hz é igual a 1 c.p.s. Se os intervalos entre as vibrações são irregulares, ouve-se ruídos.

As vibrações produzidas pelo coração são classificadas como ruídos. Os sons cardíacos (bulhas), são sons de curta duração, normalmente não ultrapassando 0.1s. Por outro lado, sopros são ruídos de maior duração.

O ser humano consegue ouvir sons que se situam na faixa dos 20Hz aos 20.000 Hz, porém possui uma melhor percepção sonora na faixa dos 800 a 5.000 Hz. A atividade cardíaca, por sua vez, gera vibrações que variam de 5 Hz a 1.000 Hz em condições normais e anormais e, a faixa de ausculta situa-se entre 40 Hz a 750 Hz [31].

Os sons cardíacos são divididos entre baixa, média e alta frequência, como se segue abaixo:

- Baixa Frequência: Compreende parte da faixa infra-sônica (abaixo da percepção humana, apenas detectável por tato), abrange a 3ª. e 4ª. bulhas e o ruflar diastólico da estenose mitral e tricúspide. Compreende a faixa de 10 a 60 Hz.
- Média Frequência: Abrange a 1ª. Bulha, a 2ª. Bulha e a maioria dos sopros sistólicos. Compreende a faixa de 60 a 150 Hz.
- Alta frequência: Estão incluídos nesta faixa os ruídos de abertura mitral e tricúspide, cliques e sopros de insuficiência mitral e aórtica. Esta faixa compreende os ruídos acima de 150 Hz, mas dificilmente os mesmos chegam a 800 Hz.

A faixa de frequência de trabalho do estetoscópio eletrônico é de 20 Hz a 1000 Hz,

2.2 O Processo de Digitalização

Conforme foi visto acima, o som é um fenômeno contínuo no tempo, além de ser analógico. Para poder ser processado em um computador digital, o

mesmo, deve ser convertido em eletricidade (normalmente isto é feito por um transdutor), filtrado e condicionado a níveis de tensão, antes de ser aplicado à placa de som do computador, onde sofrerá um processo denominado “digitalização”, o qual é explicado a seguir. Assim, o sinal analógico é convertido para um sinal digital.

Um sinal digital é definido apenas em alguns pontos no tempo (frequência de amostragem), e o mesmo possui apenas um certo conjunto de valores discretos, em função do número de bits alocados para conversão, resultando em uma maior ou menor precisão na conversão do sinal analógico.

Quando o som é transformado em eletricidade pelo microfone (transdutor), esta tensão é medida pela placa de som em intervalos regulares de tempo (figura 3). As figuras 3, 4 e 5 mostram um exemplo da conversão, taxa de amostragem e precisão da conversão.

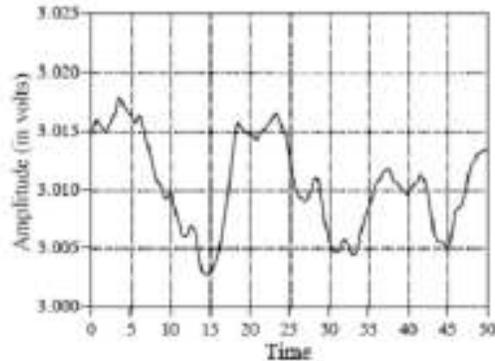


Figura 3 Sinal analógico lido de um transdutor

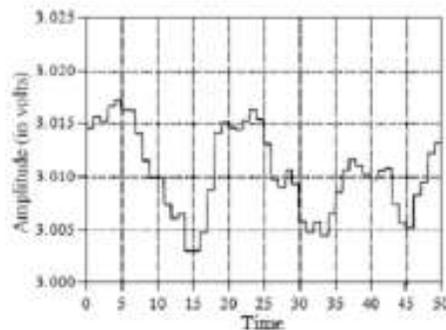


Figura 4 Sinal “amostrado”

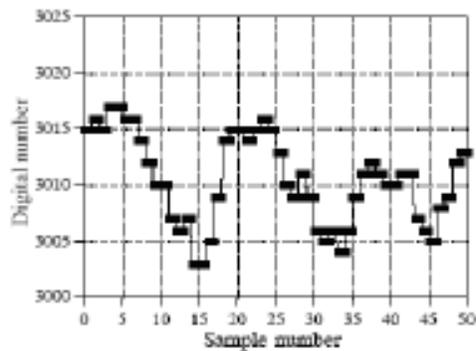


Figura 5 Sinal Digitalizado

Nos gráficos acima, por exemplo, foi assumido que a tensão analógica poderia variar de 3.000 a 3.025V, e que o conversor converte o valor considerando uma precisão de 12 bits. Ou seja, teremos até 2^{12} possíveis valores discretos de tensão. O menor valor analógico a ser convertido seria de $0.025/2^{12}$, o que representa a precisão do conversor Analógico/Digital (ADC). Este valor será o valor do bit menos significativo (LSB) e será sempre o valor medido entre duas conversões.

Na conversão pode haver um erro de quantização do valor lido que é calculado como sendo equivalente a $\frac{1}{2}$ do valor do bit menos significativo.

No exemplo dado acima o menor valor convertido é de $0.025/2^{12}$ V, ou seja 0,000006103515625 V.

$$3.025=111111111111_2$$

$$3.024=111111111110_2$$

$$\text{Erro de quantização} = 0,000006103515625/2 \text{ V}$$

Quando ocorrem sucessivos erros de quantização, o sinal se apresenta como se tivesse um ruído aleatório.

Pelo exposto acima, a escolha da resolução da digitalização está basicamente ligada a dois fatores: a) quanto ruído já está presente no sinal; b) quanto ruído pode ser tolerado no sinal [32].

No projeto do estetoscópio eletrônico deste trabalho em particular, o valor de tensão analógico de entrada varia de 10mV a 20 mV na saída do transdutor e de -1.3V a +1.3V na saída do amplificador. Através de métodos empíricos foi constatado que uma resolução de 16 bits foi satisfatória para o sistema atual.

2.2.1 O Teorema de Nyquist-Shannon

Outro parâmetro fundamental a ser definido quando se faz a digitalização de um sinal é a taxa de amostragem do sinal.

O teorema de *Nyquist-Shannon* [33] estabelece que, para se poder representar um som digitalmente:

$$F_{\text{amostragem}} \geq 2 \cdot (F_{\text{MaiorFreq}} - F_{\text{MenorFreq}})$$

Ou seja, a taxa de amostragem deve ser no mínimo, duas vezes maior que a largura de banda a se digitalizar.

As figuras 6 e 7 mostram exemplos de usos apropriados e não apropriados de taxas de amostragem e seus resultados.

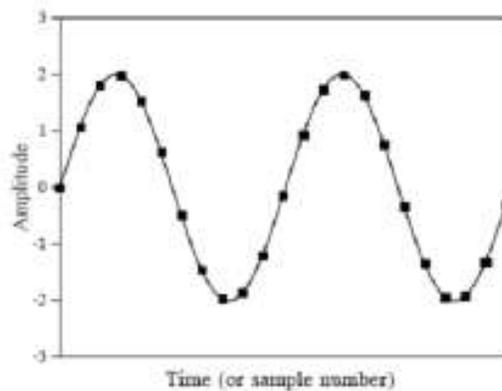


Figura 6 Sinal corretamente digitalizado com cerca de 11 vezes a largura de banda do mesmo

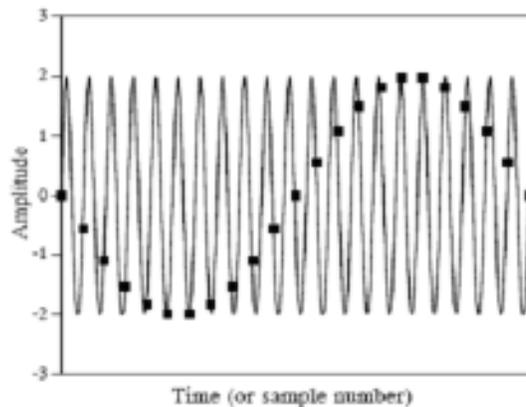


Figura 7 Sinal incorretamente digitalizado com cerca de 1.05 vezes a largura de banda do mesmo

Este efeito chama-se “*aliasing*”, e ocorre da seguinte forma: Suponha que temos uma onda senoidal de frequência f (dada em Hz), conforme a equação abaixo:

$$X(t) = \cos(2\pi ft + \varphi)$$

Fazendo-se uma amostragem do sinal a uma frequência $f_s = 1/T$, teríamos:

$$\text{sampler}(x)(n) = \cos(2\pi fnT + \varphi)$$

$$\text{sampler}(x)(n) = \cos(2\pi n(f/f_s) + \varphi)$$

Note que um outro sinal senoidal com frequência $f' = f + kf_s$ também possui o mesmo sinal amostrado:

$$x'(t) = \cos(2\pi(f + kf_s)t + \varphi)$$

$$\text{sampler}(x')(n) = \cos(2\pi n(f + kf_s)/f_s + \varphi)$$

$$\text{sampler}(x')(n) = \cos(2\pi n(f/f_s) + 2\pi nk + \varphi)$$

$$\text{sampler}(x')(n) = \cos(2\pi n(f/f_s) + \varphi)$$

Quando for feita a reconstrução do sinal, não se pode identificar qual a frequência original do mesmo (x ou x'). Se soubéssemos a frequência original do sinal, poderíamos reconstruí-lo.

Uma demonstração do teorema de Nyquist-Shannon não é trivial (ele foi inicialmente provado por *Claude Shannon* por volta de 1940) [35], porém, aqui será dada uma idéia geral do mesmo.

Seja um sinal x com uma transformada de Fourier X :

$$x(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} X(w) e^{iwt} dw$$

Onde: $e^{iwt} = \cos(iwt) - i \sin(iwt)$

Suponhamos que não existam frequências maiores que π/T , ou seja: $X(w) = 0$ para $|w| > \pi/T$, logo:

$$x(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{T}}^{\frac{\pi}{T}} X(\omega) e^{i\omega t} d\omega$$

Aplicando-se o sinal em um sampler com intervalo T, temos:

$$y(n) = x(nT) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{T}}^{\frac{\pi}{T}} X(\omega) e^{i\omega nT} d\omega$$

Fazendo-se uma mudança de variáveis, temos:

$$\omega' = \omega T$$

$$y(n) = \frac{1}{2\pi T} \int_{-\pi}^{\pi} X\left(\frac{\omega'}{T}\right) e^{i\omega' n} d\omega'$$

Como $d\omega' = T d\omega$ temos:

$$y(n) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} X(\omega') e^{i\omega' n} d\omega'$$

Esta última forma sugere que na faixa de $-\pi < \omega' < \pi$,

$$Y(\omega') = \frac{1}{T} X\left(\frac{\omega'}{T}\right)$$

A transformada inversa de Fourier (Y) tem a mesma forma que X, apesar de estar escalada. Como a IFT(y) (Transformada Inversa de Fourier) tem um período de 2π , e sabemos sua faixa de frequência, então podemos reescrevê-la como:

$$Y(w') = \frac{1}{T} \sum_{-\infty}^{\infty} X\left(\frac{w' - 2K\pi}{T}\right)$$

O que volta a ser o sinal original de X reconstruído usando-se uma frequência de π/T (2 vezes a frequência em Hz).

Como exemplo, suponha que um determinado sinal analógico contínuo no tempo ($x(t)$) tenha uma frequência máxima f_{max} (em Hz). Se $x(t)$ é amostrado a uma taxa maior que $2f_{max}$ então o sinal original pode ser recuperado exatamente como era anteriormente a partir de seus valores amostrados $x[k]$ usando a seguinte regra de interpolação:

$$x(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x[k] * h(t - kT_s) \quad (1)$$

Aqui, $h(t)$ é a função sinc (também conhecida como função de interpolação e função de filtragem), que é definida abaixo:

$$h(t) = \begin{cases} \frac{\sin\left(\frac{\pi t}{T_s}\right)}{\frac{\pi t}{T_s}} & \text{se } t \neq 0 \\ 1 & \text{se } t = 0 \end{cases} \quad (2)$$

Um fato importante a se notar é que a função sinc possui valor máximo quando $t=0$.

Os termos $(t-kT_s)$ da equação 1 são versões atrasadas de $h(t)$ em kT_s segundos (T_s é o intervalo de tempo entre as amostras). O limite inferior na taxa de amostragem (frequência) $2f_{max}$ é chamado de *Nyquist sample rate*.

A equação (1) pode também ser interpretada como sendo um filtro discreto no tempo, conforme mostra a figura 7. Neste exemplo um sinal contínuo é amostrado a uma taxa de f_s amostras por segundo para produzir

uma série temporal $x[k]$. Os valores amostrados podem então ser modelados usando-se uma função *delta de Kronecker* (4).

$$\delta_{ij} = \begin{cases} 1 & \text{se } i=j \\ 0 & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (4)$$

Se uma função delta de Kronecker é apresentada ao filtro definido na equação 2, o filtro responderá com uma saída $\text{sinc}(t)$ chamada “*unit impulse response*”. Um conjunto de “respostas de impulso” é representado graficamente na figura 8. Quando o valor amostrado ($x[k] \delta_{ii}$) é apresentado ao filtro de interpolação (equação 2), o resultado do filtro é deslocado por $x[k]$. Isto é, a saída analógica, vinda de $x[k] \delta_{ii}$ é dada por $y[t-kT_s]=x[k]h(t-kT_s)$, a qual possui um formato do tipo $\text{sinc}(t)$, e amplitude $x[k]$. As saídas individuais dos filtros $y(t-kT_s)$ são então acumuladas depois da equação (1), produzindo uma saída semelhante a da figura 9, com uma cópia reconstruída do sinal $x(t)$.

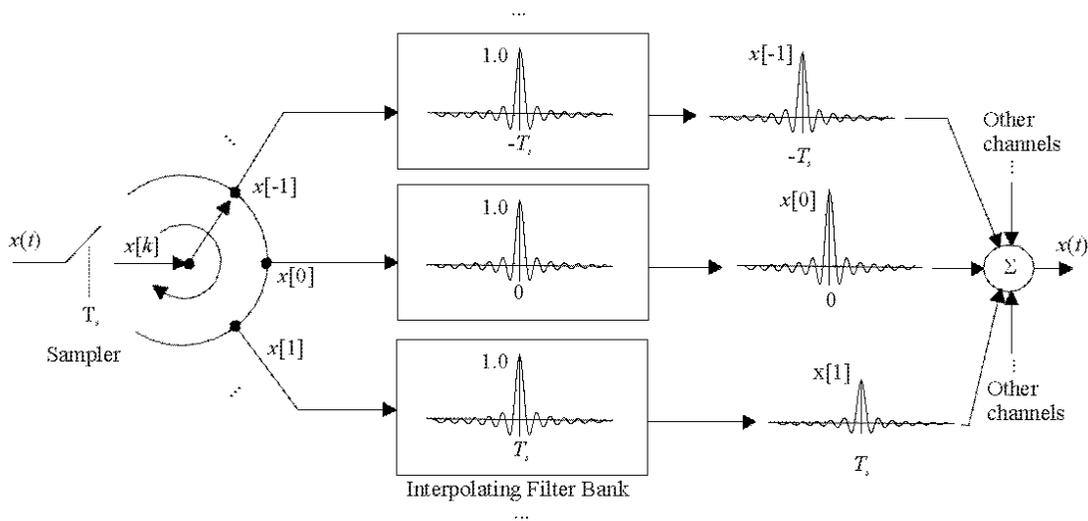


Figura 8 Visualização do filtro de Shannon como uma serie de filtros temporais

A figura 9 mostra a forma com que os conjuntos de filtros de Shannon reconstruem um sinal. É interessante observar que cada versão atrasada do filtro é nula no momento da amostragem $t=kT_s$, exceto o k -ésimo filtro, que possui um valor unitário neste instante.

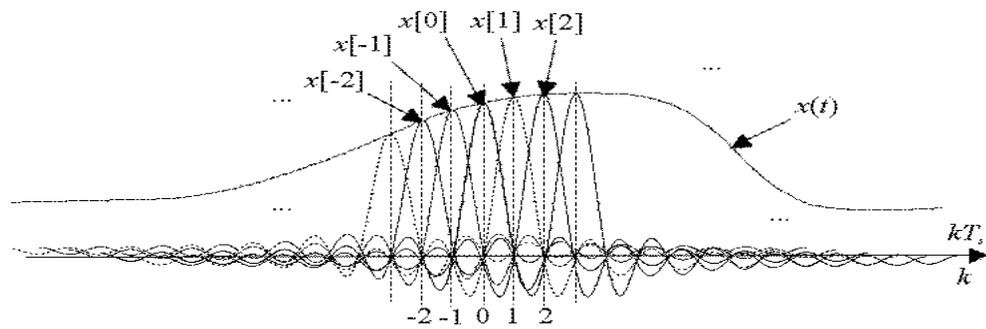


Figura 9 Filtros de Shannon reconstruindo um sinal

Assim, com base nesta revisão, podemos mostrar o esquema interno de uma placa de som convencional, como segue abaixo:

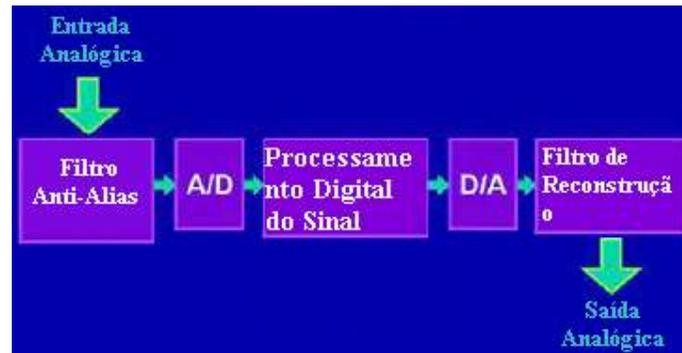


Figura 10 Esquema de uma placa de som convencional

O Sinal analógico é aplicado primeiramente ao filtro de Anti-alias para se eliminar freqüências harmônicas acima da faixa desejável (normalmente, as placas de som aceitam uma freqüência entre 20 Hz e 22.000 Hz). Após isso, um conversor Analógico/Digital, segundo uma taxa de amostragem pré-definida pelo programa, lê as voltagens aplicadas ao circuito, e as converte em números binários com certo número de bits. Esta seqüência é entregue à memória do DSP ou computador para processamento de sinais. Este sinal armazenado pode em seguida (caso aplicável), ser entregue a um conversor Digital/Analógico, que gerará uma seqüência de voltagens baseado nos dados recebidos, e com auxílio de filtros de reconstrução, reproduzido novamente como sinal analógico. A saída é então aplicada a um autofalante ou fone de ouvido.

2.3 O Hardware do Protótipo

Por motivos de patente, alguns detalhes do protótipo não poderão ser expostos aqui. Os mesmos poderão ser visualizados na apresentação do trabalho.

Para a construção do protótipo foi desenvolvido um dispositivo semelhante a um diafragma de um estetoscópio comum, usando uma membrana comercial, e uma câmara acústica para o isolamento sonoro e filtragem natural (por ressonância) dos sons captados.

Dentro da câmara acústica foi inserido um microfone de eletreto. Inicialmente, o modelo foi usinado em aço inoxidável.



Figura 11 Vista inferior do diafragma (esquerda) e lateral (direita)

Após o sinal ser captado pelo diafragma, o mesmo é aplicado a um filtro passa-baixa e um amplificador analógico que foram criados de forma a limitar a frequência em torno de 1.085 Hz [35], o que faz com que ruídos externos de alta frequência sejam atenuados e não se perca a faixa espectral onde se situam os sons cardíacos normais e anormais.

O circuito foi testado no CircuitMaker [35], onde foi alcançada uma sensibilidade de 0.01 mV no sinal de entrada (muito superior aos 5 mV/Pa do transdutor). A tensão de saída é da ordem de 1.3V. O circuito é alimentado com uma pilha do tipo AA comum no mercado, e devido a seu baixo consumo (13 mW) pode ser alimentado usando-se pilhas de relógios, o que futuramente poderá diminuir ainda mais seu tamanho e peso.

A saída do mesmo foi ligada a entrada de microfone de uma placa de som de um microcomputador com Windows XP (podendo ser qualquer Windows a partir do 95), executando um software de captura e visualização de som descrito em seguida.

2.4 O Software do Protótipo

O software deste protótipo foi escrito em C++, pois esta linguagem é amplamente aceita em plataformas do tipo *Pc*, *palmtops*, *pocket pc* e dispositivos de DSP. Além de ser uma linguagem extremamente rápida, C++ permite a modularização da OOP, e, com pequenas modificações feitas no protótipo, pode ser facilmente portada para outras plataformas, além das acima descritas.

Como ferramenta de desenvolvimento, foi utilizado o C++ Builder da Borland [36], pois o mesmo provê um rápido desenvolvimento da interface gráfica no ambiente Windows, além de ser um compilador eficaz e robusto, é amplamente aceito no mercado e permite o uso das MFC (Microsoft Foundation Classes). Vale ressaltar que um método semelhante de captura de sons, e exibição de interface gráfica é adotado por uma grande quantidade de outros sistemas operacionais e dispositivos, o que faria com que a portabilidade seja mantida, novamente, mudando-se apenas o uso da API do sistema operacional corrente, caso aplicável.

Para a exibição dos gráficos, foi adotada a biblioteca *OpenGL* [37] que é implementada por uma grande gama de placas de vídeo comuns no mercado e se tratar de uma biblioteca gráfica amplamente aceita.

A MFC é o conjunto de funções do sistema operacional Windows da Microsoft. A parte da MFC que faz a comunicação com a placa de som chama-se *Wave API*.

Antes de se fazer uma chama a placa de som para se fazer capturas, é necessário preencher uma estrutura (*WAVEFORMATEX*), que contém as informações referentes ao formato de captura, etc.

A estrutura *WAVEFORMATEX* tem como campos a serem preenchidos:

- *wFormatTag*: Constante com o formato a ser entregue pela placa de som (normalmente é preenchido com “*WAVE_FORMAT_PCM*”)
- *nChannels*: Número de canais a serem capturados. Neste caso foi usado 1 (mono).
- *nSamplesPerSec*: Taxa de amostragem em Hz. Normalmente assume um dos seguintes valores (em kHz) 8, 11.025, 22.05 e

44.1 kHz. Neste trabalho foi usada uma taxa de 8 kHz.

- *wBitsPerSample*: Número de bits usados para cada amostragem (resolução). Normalmente usa-se 8, 16, 24 e 32. Neste trabalho foi usado 16.
- *nBlockAlign*: deve ser calculado como: $(nChannels * wBitsPerSample) / 8$ (no caso de PCM).
- *nAvgBytesPerSec*: campo calculado como: $(nSamplesPerSec * nBlockAlign)$

Todas as placas de som existentes no mercado são compatíveis com o *Pulse Code Modulation* (PCM). O valor de taxa de amostragem foi escolhido por ser uma taxa em que se tem uma “folga” para futuramente adicionar filtros digitais em tempo real ou não. A resolução de 16 bits foi a menor resolução em que se conseguia fazer uma ausculta com clareza.

Depois de definida a forma de se fazer o *sampling*, é necessário “abrir” a placa de som (neste caso para se fazer uma leitura dela). Para isso é usada a função *waveInOpen*, como descrita abaixo:

```
MMRESULT waveInOpen(phwi, uDeviceID, pwfx, dwCallback, dwCallbackInstance, fwOpen);
```

- *phwi*: Ponteiro para um *handler* no sistema operacional da placa de som a ser usada. As chamadas à placa de som em questão serão feitas identificando-a posteriormente com este ponteiro.
- *uDeviceID*: Identificador da placa de som a ser aberta. A placa de som padrão no sistema operacional é identificada pela string: “WAVE_MAPPER”. Esta opção, a título de simplicidade, foi usada no protótipo.
- *Pwfx*: Ponteiro para uma estrutura WAVEFORMATEX definida previamente (esta estrutura especifica as características da captura).
- *dwCallback*: Ponteiro para uma função de *callback*, *event handler*, *window handler* ou identificador de uma *thread* a ser chamada durante o processo de gravação.
- *dwCallbackInstance*: Dados passados pelo usuário para o mecanismo de *callback*.

- *fwOpen*: Tag para definir como será o mecanismo de captura do dispositivo. Neste protótipo foi usada uma thread, logo o parâmetro *dwCallbackInstance* é interpretado como uma id da *thread* e o parâmetro *fwOpen* foi setado para "CALLBACK_THREAD".

De todas as formas de se fazer a captura de sons no Windows, a mais eficiente faz uso de *threads*: quando a placa de som está fazendo a captura, uma *thread* roda em segundo plano, aguardando que o sistema operacional passe mensagens para ela. Quando um buffer de memória é preenchido pela placa de som, o S.O. manda uma mensagem para a *thread*, e paralelamente continua a preencher o próximo buffer, deixando o sistema mais livre e com um menor *overload*. É importante salientar que a *thread* não pode fazer um processamento que demande muito tempo, pois ela tem que terminar de processar o *buffer* enviado antes do próximo ser preenchido (caso contrário haverá falhas na gravação). Neste programa, a *thread* que recebe os dados capturados adiciona os mesmos em uma lista circular e a desenha na tela para se criar uma visualização do formato de onda em questão.

Após a abertura da placa de som, é necessário passar para o S.O. os *buffers* de memória a serem preenchidos com os dados capturados. O *buffer* (WAVEHDR) é uma estrutura em que se preenche os seguintes campos:

- *lpData*: Ponteiro para uma área da memória contínua a ser preenchida com os valores capturados.
- *dwBufferLength*: Tamanho da área informada em bytes.

Ao se criar o *buffer*, deve-se prepará-lo e adicioná-lo à placa de som. Para isso usa-se respectivamente as funções *waveInPrepareHeader* e *waveInAddBuffer*, conforme descrito abaixo:

MMRESULT *waveInPrepareHeader*(*hwi*, *pwh*, *cbwh*)

- *hwi*: Ponteiro para um *handler* no sistema operacional da placa de som a ser usada.
- *pwh*: Ponteiro para uma estrutura WAVEHDR (*buffer*) a ser preparado.
- *cbwh*: tamanho em bytes do *buffer* passado.

MMRESULT waveInAddBuffer(hwi, pwh, cbwh)

- *hwi*: Ponteiro para um *handler* no sistema operacional da placa de som a ser usada.
- *pwh*: Ponteiro para uma estrutura *WAVEHDR* (*buffer*) a ser preparado.
- *cbwh*: tamanho em bytes do *buffer* passado.

Após o uso destas duas funções, o *buffer* é adicionado em uma fila de espera pelo S.O. para que o mesmo seja processado futuramente. *Buffers* muito pequenos exigem normalmente um processamento mais rápido, dado que deve-se alimentar a placa de som mais freqüentemente com novos *buffers*, porém nesta abordagem, o espaço de tempo existente entre a captura do sinal e o seu processamento é menor.

Quando se termina o processo de captura do sinal, deve-se fechar a placa de som com a seguinte função:

MMRESULT WaveInClose (hwi):

- *hwi*: Ponteiro para um *handler* no sistema operacional da placa de som a ser fechada.

Além de se fechar a placa de som, deve-se também finalizar a *thread* e os *buffers* usados.

No computador, os arquivos de áudio (WAV) são gravados em arquivos do tipo RIFF (*Resource Interchange File Format*). Um arquivo RIFF é organizado de maneira hierárquica, dividido em sessões e subsecções chamadas *chunks*. Os *chunks* podem conter informações sobre o arquivo (cabeçalho) e os próprios dados do mesmo.

Para em um arquivo do tipo WAV, existe o *chunk* principal, e dois descendentes: o “*format header*” *chunk* e o “*data*” *chunk*.

O “*format header*” contém uma estrutura semelhante a *WAVEFORMATEX*, com informações referentes a: taxa de amostragem, resolução em bits dos dados, etc.

Após a leitura do *header*, deve-se proceder para a leitura do “*data chunk*”. Uma vez lido, pode-se criar um conjunto de *buffers* de áudio com os dados extraídos do arquivo e enviá-los para a placa de som

para se reproduzir os mesmos. O processo de gravação de arquivos WAV é semelhante e não será aqui descrito.

O diagrama UML com a estrutura principal do programa é mostrado na figura 12, abaixo:

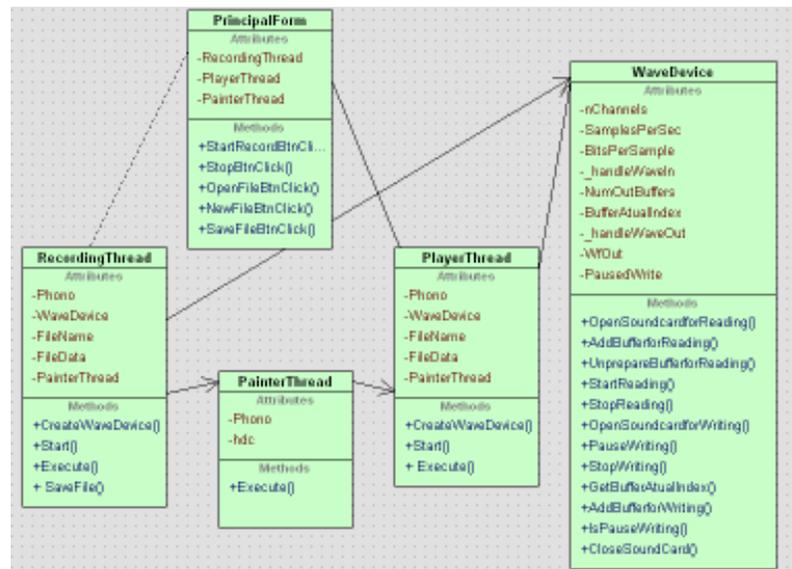


Figura 12 Diagrama UML do software desenvolvido

No diagrama acima foram mostrados apenas os métodos, atributos e classes consideradas mais relevantes para um entendimento do funcionamento do programa.

A classe “PrincipalForm” é a classe que contém a interface gráfica e gerencia todo o programa. Quando ela é criada, a placa de som é configurada para fazer captura ou reprodução de sons usando-se 8.000 Hz e 16 bits de resolução. Também é definido o número de *buffers* que serão usados. Os objetos das classes “RecordingThread”, “PlayerThread” e “PainterThread” são instanciados, porém suas *threads* são criadas suspensas. Ao se fechar o programa, o destrutor desta classe libera a memória para o sistema e libera os recursos da placa de som.

Seus métodos são descritos abaixo:

- *StartRecodButton*: É acionado quando o usuário clica no botão “Record” 11 (figura 13). Este método cria alguns *buffers* de memória, ativa a *thread* “PainterThread” e inicia a captura.
- *StopButtonClick*: É acionado quando o usuário clica no botão “Stop”

10 (figura 13). Com isso é enviada uma mensagem para que as threads parem a captura ou reprodução do som.

- *PauseButtonClick*: É acionado quando o usuário clica no botão “Pause” 9 (figura 13). Com isso é enviada uma mensagem para a thread `PlayerThread` indicando que a mesma interrompa a reprodução do som.
- *PlayButtonClick*: É acionado quando o usuário clica no botão “Play” 8 (figura 13). Com isso é enviada uma mensagem para que se abra o arquivo (figura 13, item 4), leia-se seu conteúdo e inicie a reprodução do som.
- *NewButtonClick*: É acionado quando o usuário clica no botão 1 (figura 13). Este comando limpa os *buffers* de áudio e deixa o nome de arquivo (figura 13, item 4) em branco.
- *OpenButtonClick*: É acionado quando o usuário clica no botão (figura 13, item 2). Este comando abre uma janela para se escolher o arquivo a ser aberto e escreve o seu caminho (figura 13, item 4).
- *SaveButtonClick*: É acionado quando o usuário clica no botão (figura 13, item 3). Este comando abre uma janela para se escolher o arquivo a ser salvo e grava o *buffer* de áudio capturado no mesmo.
- *VelocidadeSpeedButtonClick*: É acionado quando o usuário clica no botão (figura 13, item 6). Este comando aumenta (+) ou diminui (-) o zoom horizontal do formato de onda.
- *AmplitudeSpeedButtonClick*: É acionado quando o usuário clica no botão (figura 13, item 7). Este comando aumenta (+) ou diminui (-) o zoom vertical do formato de onda.

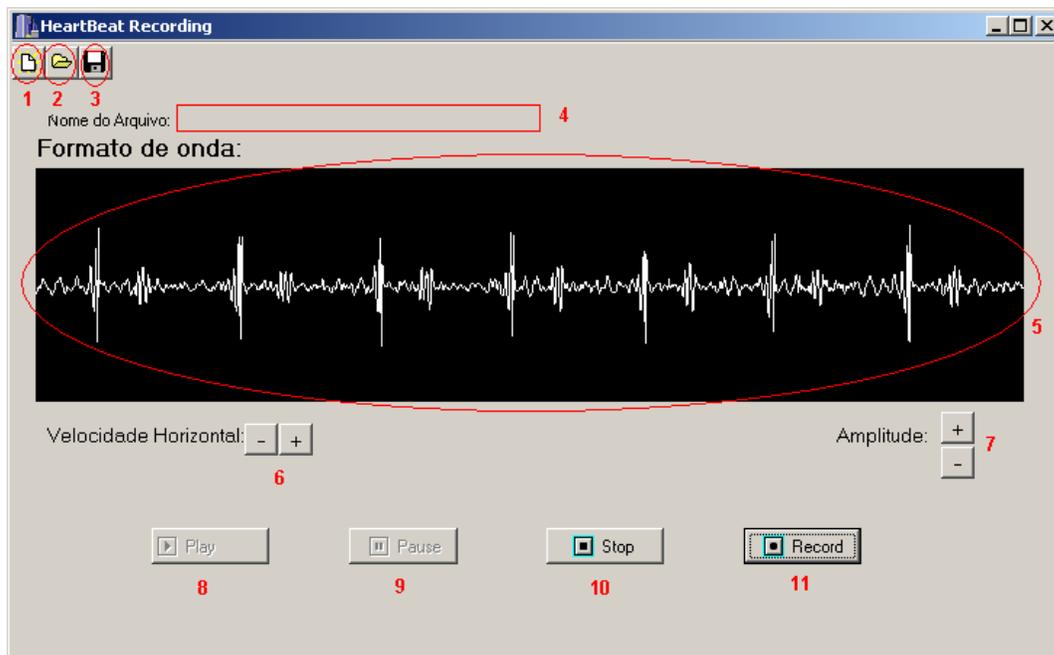


Figura 13 Screenshot do programa de captura de sons

A classe "RecordingThread" é a classe responsável por gerenciar as funções de gravação da placa de som e de arquivo. Seus métodos são descritos abaixo:

- *CreateWaveDevice*: Abre a placa de som para se fazer a captura.
- *Start*: Inicia a captura dos sons.
- *Execute*: Este método executa um *loop* infinito que verifica qual a mensagem passada pelo S.O. Quando um *buffer* é preenchido, o mesmo é adicionado à lista circular (atributo *Phono*) e a *FileData*, e uma mensagem é passada à *PainterThread* informando que deve ser atualizado o desenho. Finalmente recoloca-se o *buffer* para a placa de som.
- *SaveFile*: Monta um *chunk* de cabeçalho e de dados usando-se os atributos *FileName* e *FileData*. Grava-os em um RIFF (WAV) e fecha o arquivo.

A classe "PlayerThread" é a classe responsável por gerenciar as funções de leitura de arquivos do tipo WAV e a reprodução dos mesmos na placa de som. Seus métodos são descritos abaixo:

- *CreateWaveDevice*: Abre a placa de som para se fazer a reprodução.
- *Start*: Abre o arquivo informado em “*FileName*” e armazena o seu conteúdo em *buffers* preparados para a reprodução.
- *Execute*: Este método executa um *loop* infinito que verifica qual a mensagem passada pelo S.O. Quando um *buffer* é reproduzido pela placa de som, uma mensagem é passada à *PainterThread* informando que deve ser atualizado o desenho.

A classe “*PainterThread*” é a classe responsável por gerenciar as funções de exibição do formato de onda gravado ou reproduzido dando o efeito de uma fita correndo a tela da esquerda para a direita, semelhante ao tracejado obtido com um aparelho de fonomecanocardiografia ou eletrocardiografia. Seus métodos são descritos abaixo:

- *Execute*: Este método executa um *loop* infinito que verifica qual a mensagem passada pelos outros objetos. Quando é recebida uma ordem para se redesenhar, este método percorre a lista circular (atributo *Phono*) e os seus valores são redesenhados na tela, respeitando-se configurações de zoom vertical e horizontal configurados pelo usuário na interface gráfica.

Para se fazer uma abstração da placa de som, foi criada a classe “*WaveDevice*” que faz a interface entre o programa e as chamadas específicas de S.O. Basicamente, existem dois modos de se ter acesso a uma placa de som: para leitura (gravação de sons) e escrita (reprodução de sons). Os métodos usados para leitura da placa de som (gravação) são: “*OpenSoundCardForReading*”, “*AddBufferForReading*”, “*UnprepareBufferForReading*”, “*StartReading*” e “*StopReading*”. Estes métodos são padrões nos sistemas operacionais POSIX (Unix), Linux e Windows, no sentido que estes Sistemas Operacionais trabalham usando uma metodologia de métodos que acessam o dispositivo para leitura, passam *buffers* para os mesmos, iniciam a leitura, liberam *buffers* e finalizam o processo, liberando o dispositivo. Métodos semelhantes foram criados para a escrita (reprodução) dos sons.

Após a montagem do protótipo, foi montado no CISAM (Maternidade da Encruzilhada), uma infraestrutura composta de um microcomputador IBM-PC montado em um consultório e equipado com uma placa de som. Dos pacientes recebidos, foram realizadas ausculta tradicionais e, após elas, eram suas capturas. Após o exame de ecocardiograma (quando aplicável) ser realizado, as ausculta eram classificadas quanto a cardiopatia encontrada. Estrutura e procedimento semelhante também foi montada posteriormente na UCMF, no Hospital Português.

Mais tarde, com a aquisição de uma linha DSL pelo CISAM, também foram realizadas algumas transmissões de sons off-line usando-se e-mail.

Eventualmente, em um ambulatório virtual, foi realizada uma transmissão on-line entre a UCMF e o hospital da UNIMED de João Pessoa, onde foi possível ouvir a ausculta em tempo real. Para isso foi usando o software Skype [38].

3. Resultados

Com a criação do tele-estetoscópio eletrônico, foi possível fazer a gravação de sons cardíacos usando-se uma estrutura de consultório normal acrescentada de um microcomputador com capacidades multimídia. Foram auscultados um total de 65 sons cardíacos, sendo que 10 normais (divididos entre sopros inocentes e auscultas clássicas), e 55 anormais (dentre eles: 10 CIVs e 12 estenoses). Vale ressaltar que o mesmo paciente pode ter mais de uma ausculta, feita em locais diferentes no tórax do paciente. As idades variavam entre 1 mês a 13 anos de idade.

Além da gravação dos sons, também está sendo montada uma home-page contendo as cardiopatias mais freqüentemente encontradas em bebês e crianças, com exemplos dos sons e imagens características dos mesmos. Esta home-page está provisoriamente hospedada no endereço: <http://www.cin.ufpe.br/~flh/csl/portuguese/index.htm>.

A qualidade de ausculta dos sons gravados foi considerada satisfatória e fiel em relação às auscultas realizadas com estetoscópios convencionais. Foram percebidas algumas diferenças em relação ao “pitch” do tele-estetoscópio e os estetoscópios convencionais. Porém esta diferença também varia entre estetoscópios convencionais de fabricantes diferentes (fato comum constatado entre médicos). Também foi constatada que esta diferença não modificou as características dos sons.

Para se obter uma imagem semelhante aos fonomecanocardiógrafos se faz necessário a aplicação posterior de filtros de áudio. Para isso foi usado o programa SoundForge da Sony, com filtro passa-baixa fixado em 100 Hz (freqüência comumente usada por profissionais de fonomecanocardiógrafos para se fazer a gravação dos gráficos dos sons cardíacos). Ainda assim, o método se mostrou mais eficiente que o uso do fonomecanocardiógrafo pelo fato de que, diferentemente deste aparelho, que precisa ser ajustado a cada novo exame (é um ajuste complexo e demorado) e precisa de uma sala acusticamente isolada. O Tele-estetoscópio eletrônico não precisa de tal estrutura nem desse tipo de ajustes, o que pode ser de grande valia para a documentação dos sons cardíacos (em áudio e vídeo simultaneamente).

4. Conclusões

Um tele-estetoscópio eletrônico foi desenvolvido. O equipamento, composto por componentes de software e hardware foi desenvolvido para a plataforma Windows, a qual, através de uma interface homem-máquina amigável, permite sua fácil manipulação.

O sistema de baixo custo, em relação a similares de mercado, pode ser usado tanto para ambientes de ensino em cardiologia, em salas de aula, e em consultórios de profissionais, que utilizam exames de ausculta cardiológica na detecção de problemas cardíacos.

Além dos recursos tradicionais de um estetoscópio, este projeto permite também a transmissão remota de dados on-line e off-line, via Internet, ou telefonia, permitindo que serviços de telemedicina, como exames remotos e de segunda opinião possam fazer uso deste tele-estetoscópio com facilidade.

A carência de equipamentos no auxílio a diagnóstico de anomalias cardíacas e de especialistas, em regiões distantes dos grandes centros urbanos, podem ser atenuadas com a adoção de soluções como esta. Esta estratégia, de impacto social, pode reduzir o custo operacional no transporte de pacientes para centros distantes, além de proporcionar mais conforto e uma melhor qualidade de vida a esta população.

O protótipo deste tele-estetoscópio já vem sendo usado experimentalmente no Círculo do Coração de Pernambuco e na UCMF, em exames de rotina para a criação de uma biblioteca de sons cardíacos. O equipamento foi utilizado também em um tele-exame experimental, onde um especialista do Círculo do Coração, em Recife, auscultou e diagnosticou remotamente um paciente (uma criança) em João Pessoa, na Paraíba.

Este tipo de solução demonstra a importância no desenvolvimento de projetos interdisciplinares, na solução de problemas reais e de impacto social, e na formação de recursos humanos especializados.

4.1 Dificuldades Encontradas

Durante o desenvolvimento deste projeto, algumas adversidades foram encontradas e vale a pena uma breve discussão de como foi possível achar uma saída para cada uma delas.

Inicialmente, na criação do diafragma, foi usinada uma peça que incorporava um microfone diretamente ligado à cavidade da membrana. Isso gerava uma melhor transmissão dos sons de alta frequência, que se mostravam na forma de um ruído de fundo muito forte, uma necessidade de pré-amplificação e, em muitos casos, microfonia. Este problema foi solucionado criando-se uma câmara de ressonância ajustável após a membrana. Com isso os sons de alta frequência passaram a ser pouco captados pelo microfone, e com a amplificação acústica, o pré-amplificador foi eliminado, porém o problema de ruídos de alta frequência (acima de 1 kHz), apesar de amenizado, continuou.

Para se diminuir estes ruídos a um nível aceitável, foi criado um amplificador com um filtro passivo do tipo passa-baixa.

Devido à falta de recursos e infra-estrutura necessária, foi adotada a criação de um filtro e amplificador baseados em eletrônica analógica, pois são mais baratos e a infra-estrutura necessária para construí-los não é muito cara, o que propiciou a criação de um pequeno laboratório na UCMF.

Outra dificuldade que surgiu foi a adaptação do sinal captado à diversas placas de som disponíveis no mercado. Esta adaptação teve que ser empírica e, para isso, foi criado um controle de sensibilidade no amplificador, pois algumas placas são mais sensíveis do que outras, e frequentemente, sem o controle de sensibilidade, o sinal não era suficiente para se ter uma saída clara ou com volume alto o suficiente. Infelizmente, nem todas as placas de som existente no mercado possuem um baixo nível de ruído indicado para auscultas perfeitas. Quanto a esse problema, foi verificado que alguns tipos de instalações elétricas introduzem ruídos nas placas de som.

Quanto à criação do software, para se testar o hardware inicial, foi usado o aplicativo “gravador de som” do Windows.

As primeiras implementações dos softwares foram desenvolvidas

usando-se a linguagem *JAVA* e a API *Java Media Framework* (JMF). Porém, esta linguagem possui uma necessidade de processamento maior do que linguagens de mais baixo nível (como *C++*). Motivo pelo qual foi feita uma posterior mudança para a mesma, usando-se a IDE *Visual C++*, da *Microsoft*. Esta IDE não trazia facilidades de uso da interface gráfica, o que serviu de motivo para o uso do *C++ Builder*, da *Borland* [36].

Após a criação do programa de visualização de ondas, foram desenvolvidos os módulos de leitura de arquivos WAV e gravação de arquivos, o que completou a fase inicial do projeto.

4.2 Trabalhos Futuros

Dos resultados alcançados, foi constatado que algumas linhas de trabalhos futuros podem ser adotadas.

Em relação hardware, da forma em que foi concebido, o tele-estetoscópio pode ser miniaturizado e incorporado a um DSP (*Digital Signal Processor*) para ser acoplado a um *Handheld*, *Notebook* ou mesmo ser uma unidade autônoma com capacidades de armazenamento e conectividade com um micro, rede ou linha telefônica para a transmissão dos sons captados. Outra mudança se refere ao circuito de amplificação e filtragem, que podem ser melhorados e miniaturizados (usando-se CIs para isso). Alguns estudos para a redução no volume da câmara acústica do diafragma e o uso de materiais mais leves e baratos também deve ser feito. Ainda em relação ao diafragma, foi constatada a necessidade da criação de um modelo pediátrico ou neonatal da mesma (o protótipo criado possui configuração de um estetoscópio adulto).

Em relação ao software, a criação de um modo de transmissão dos sons em tempo real via Internet se apresentou uma característica bastante útil na prática da telemedicina.

Para uma melhor utilidade de diagnóstico para o médico, foi percebido que a implantação de filtros (em tempo real ou não) seriam de extrema valia para a criação de uma saída gráfica que documente as cardiopatias de maneira semelhante ao fonomecanocardiógrafo. Para a criação de filtros em tempo real foi constatado que os mais indicados são os filtros de resposta infinita (IIR),

dada a sua natureza recursiva, o que faz com que sejam de processamento mais leve que os seus equivalentes de resposta finita (FIR), que são mais indicados para processamento off-line (neste caso poderiam ser usados em arquivos já gravados).

Quanto à análise do som, poderá ser futuramente implementado um algoritmo de diagnóstico (ainda a se discutir) em um programa de uso prático em consultório.

Ausculata

Método não evasivo de se escutar os sons cardíacos de um paciente usando-se para isso um estetoscópio.

Buffer

Uma área na memória de um computador (normalmente RAM) usada para gravar dados temporários.

CIV

Comunicação interventricular: Cardiopatia acianogênica em que o septo interventricular permite que, durante a sístole ventricular, o sangue do ventrículo esquerdo passe para o ventrículo direito.

Crepitações

Som semelhante ao da abertura de um velcro ou de fios de cabelo friccionados entre si.

Ecocardiograma

Exame complementar em cardiologia que usa a reflexão de ultra-sons para a criação de imagens cardíacas (ecocardiograma cardíaco). Permite a visualização das estruturas morfológicas do coração e grandes artérias e vasos, bem como pode fazer algumas medições hemodinâmicas das mesmas.

Estenose (Aórtica, pulmonar)

Estreitamento da artéria aorta ou veia pulmonar.

Fonomecanocardiógrafo

Aparelho capaz de fazer o registro gráfico dos fenômenos acústicos produzidos pelo coração e pelos grandes vasos.

POSIX

Sigla de: Portable Operating System Interface. Padrão de normalização de sistemas operacionais criado pelo comitê POSIX.

Pulse Code Modulation (PCM)

Padrão digital para transmissão e armazenamento de dados, em que a amplitude da onda é medida e guardada em intervalos de tempo regulares.

Sopro Cardíaco

Som auscultado quando um fluxo de sangue turbulento é formado. Pelo fato de que se assemelha com o som do ar soprado em um tubo, foi dada esta nomenclatura ao mesmo.

Thread

Threads representam uma única seqüência de instruções que são executadas em paralelo com outras seqüências. É a maneira que um programa tem de se dividir em mais de um processo.

Tuning Fork

Metal com dois prolongamentos em paralelo que, quando submetidos a vibração, produzem uma nota musical fixa, muito usado na afinação de instrumentos musicais.

6. Referências Bibliográficas

- [1] Forbes, J. "*A Treatise on the Diseases of the Chest*", London: Underwood, 1821.
- [2] McKusick VA, "*The History of Cardiovascular Sound*", Cardiovascular sound in Health and Disease. Batimore: Williams & Wilkins, 1958, pp. 3-56.
- [3] Laennec R., "*De L'auscultation Médiante.*", Paris: Brosson et Chaudé, 1819.
- [4] Burch GE, De Pasquale NP. "*A History of Eletrocardiography*", Chicago: Year Book Medical Publishers, pp. 257.
- [5] Denis Abelson, "*Stereophonic Stethoscope With Taching Attachment*" The American Journal of Cardiology Vol. 85, March 2000.
- [6] Marie-Claude Grenier, "*Clinical Comparison of Acoustic and Eletronic Stethoscope and Design of a New Eletronico Stethoscope*", The American Journal of Cardiology Vol81, March 1998.
- [7] Field MJ, "*Telemedicine: A guide to Assessing Telecommunications for Health Care*", Washington, DC: Nation Academy Press, 1996.
- [8] S. Andrew Spooner, "*Telemedicine: Pediatric Applications*", Pediatrics Vol 113 No. 6 2004.
- [9] Kuzmak PM, "*The use of digital imaging and communications in medicine (DICOM) in the integration of imaging into the eletronic patient record at the Department of Veterans Affairs*", J. Digit Imaging, 2000, pp. 133-137.
- [10] Elford R, "*A randomized, controlled trial of child psychiatric assessments conducted using videoconferencing.*", J. Telemed Telecare, 2000, pp. 6:73-82.
- [11] Nutes, www.nutes.ufpe.br. Acessado em 01/08/2005.
- [12] Casey F, Brown D, Craig BG, Rogers J, Mulholland HC., "*Diagnosis of neonatal congenital heart defects by remote consultation using a lowcost telemedicine link*", J. Telemed Telecare. 1996, pp. 2:165-169.
- [13] Finley JP, Sharratt GP, Nanton MA, et al., "*Paediatric echocardiography*

- by telemedicine nine years experience". J. Telemed Telecare. 1997.
- [14] Sable C, Roca T, Gold J, Gutierrez A, Gulotta E, Culpepper W. "Live transmission of neonatal echocardiograms from underserved areas: accuracy, patient care, and cost" Telemed Journal. 1999.
- [15] Sable CA, Cummings SD, Pearson GD, et al., "Impact of telemedicine on the practice of pediatric cardiology in community hospitals", Pediatrics. 2002.
- [16] Hedayioglu F, "HealthNet: um sistema integrado de telediagnóstico e segunda opinião médica", NewsGeneration, 2001, disponível em: <http://www.rnp.br/newsgen/0107/healthnet.html>
- [17] Mattos SM, "Telemedicina em cardiologia pediátrica e fetal: projeto piloto", XVII Congresso Brasileiro de Cardiologia Pediátrica, 2001, Anais de congresso.
- [18] Ferraz C, "Infraestrutura de Vídeo Digital para Aplicações de Telemedicina", CNPq 10/2001 – ProTeM/RNP 01/2001.
- [19] Robert A Anderson, "Pediatric Cardiology", book: 2nd edition, 2002, pp. 141-215.
- [20] 3M Medical, "3M Littmann® Eletronic Stethoscope Model 4000".
- [21] JABES Electronics, "JABES Electronic Stethoscope®".
- [22] Sheila R. Messer, "Optimal wavelet denoising for Phonocardiograms", Microelectronics Journal 32, 2001, pp. 931-941.
- [23] Software MATLAB, www.mathworks.com/, acessado em 01/08/2005.
- [24] P. Várady, "Wavelet-Based Adaptive Denoising of Phonocardiographic Records", Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference, 2001, pp. 1846-1849.
- [25] T. Oskiper, "Detection of the First Heart Sound Using a Time-Delay Neural Network", Computers in Cardiology, 2002, pp. 537-540.
- [26] M. El-Hanjouri, "Heart Diseases Diagnosis Using HMM", IEEE MELECON, 2002, pp. 489-492.
- [27] Bilbioteca HTK HMM toolkit, disponível gratuitamente em: http://mi.eng.cam.ac.uk/research/projects/HTK_HMM_Toolkit/.
- [28] Andreas Voss, "Diagnosis of aortic valve stenosis by correlation analysis of wavelet filtered heart sounds", Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2003, pp. 2873-2876.
- [29] AllHeart.com, <http://www.allheart.com/digitalscopes.html>, acessado em

02/08/05.

- [30] Morton E. Tavel, "*Clinical Phonocardiography and External Pulse Recording*", second edition, Year Book Medical Publishers, 1974, pp. 5-34.
- [31] F. Rocha Carvalho, "*Elementos de Fonocardiologia*", Guanabara Koogan, 1977, pp. 11-17.
- [32] Steven W. Smith, "*The Scientist and engineer's guide to digital signal processing*", California Technical Publishing, 1997, Chapter 2.
- [33] H. Nyquist, "*Certain Topics in Telegraph Transmission Theory*", Proceedings of IEEE, Vol 90, No. 2, 2002, pp. 280-305.
- [34] Claude E. Shannon, "Communication in the Presence of Noise", Proceedings of IEEE, Vol 86, No. 2, 1998, pp. 447-457.
- [35] CircuitMaker, Software de simulação de circuitos analógicos e digitais gratuito, disponível em: <http://www.microcode.com/>.
- [36] Software C++ Builder, www.borland.com/.
- [37] Biblioteca OpenGL, disponível gratuitamente em: www.opengl.org/.
- [38] Software de voz sobre Ip (VoIP) Skype, disponível gratuitamente em: <http://www.skype.com>.

7. Datas e Assinaturas

17 de Agosto de 2005

Manoel Eusébio Lima
(Orientador)

Sandra da Silva Mattos
(Co-orientadora)

Fabio de Lima Hedayioglu
(Autor)