

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ**

**DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE ELÉTRICA**

**CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**VICTOR HUGO DALAZEN RIZZO**

**SISTEMA DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS  
PARA SONS CORPORAIS**

**TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO**

**PATO BRANCO**

**2014**

VICTOR HUGO DALAZEN RIZZO

**SISTEMA DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS  
PARA SONS CORPORAIS**

Trabalho de Conclusão de Curso de graduação, apresentado à disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2, do Curso de Engenharia Elétrica da Coordenação de Engenharia Elétrica – COELT – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, Câmpus Pato Branco, como requisito parcial para obtenção do título de Engenheiro.

Orientador: Prof. Dr. Fábio Luiz Bertotti

PATO BRANCO

2014

## **TERMO DE APROVAÇÃO**

O trabalho de diplomação intitulado **SISTEMA DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS PARA SONS CORPORAIS** foi considerado **APROVADO** de acordo com a ata da banca examinadora N° **45** de 2014.

Fizeram parte da banca os professores:

**Fábio Luiz Bertotti (Orientador)**

**Fábio Brignol de Moraes**

**Santo Tiveroli Filho**

## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente a Deus, pelo dom da vida.

A todos que de alguma maneira contribuíram para a realização deste trabalho. Aos meus pais, por todo o apoio e incentivo. Aos colegas, pelos momentos compartilhados durante toda a graduação. Aos professores, por todo o conhecimento transmitido.

Em especial o professor Fábio Luiz Bertotti, pela orientação durante a realização deste trabalho, e pelos aconselhamentos nessa fase final da graduação.

## EPÍGRAFE

*More than machinery we need humanity. More than cleverness we need kindness and gentleness.* (CHAPLIN, Charles, 1940).

Mais do que de máquinas, precisamos de humanidade. Mais do que de inteligência, precisamos de afeição e doçura. (CHAPLIN, Charles, 1940).

## RESUMO

RIZZO, Victor Hugo Dalazen. Sistema de Aquisição e Processamento Digital de Sinais para Sons Corporais. 2014. 67 f. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) – Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Pato Branco, 2014.

O presente trabalho apresenta as atividades realizadas na busca pelo desenvolvimento do protótipo de um estetoscópio digital. São apresentados os principais conceitos de fisiologia humana, essenciais para o entendimento dos processos clínicos de ausculta cardíaca e pulmonar. Também são apresentados os conceitos relacionados ao processamento digital de sinais e filtragem digital de sinais, que constituem o foco do trabalho. Com o entendimento desses conceitos, através de programação realizada em microcontrolador, foi desenvolvido um programa que utiliza filtros digitais, capaz de filtrar sinais corporais de maneira adequada a cada tipo de sinal, visando a implementação em um estetoscópio digital. O processo do desenvolvimento desses filtros digitais, bem como os resultados dos testes e simulações realizados também é apresentado, proporcionando uma discussão final sobre a importância desse tipo de tecnologia na prática médica, possíveis melhorias no processo de filtragem digital, além da efetiva implementação em um estetoscópio digital.

**Palavras-chave:** Estetoscópio Digital. Processamento Digital de Sinais. Filtros Digitais. Auscultação.

## ABSTRACT

RIZZO, Victor Hugo Dalazen. Acquirement and Digital Signal Processing System to Corporal Sounds. 2014. 67 f. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) – Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Pato Branco, 2014.

The current paper presents the activities made intending on the development of a digital stethoscope prototype. There are shown the main concepts of human physiology, which are essential to the understanding of the cardiac and pulmonary auscultation. There are also presented the concepts about digital signal processing and digital filtering, the focus of this work. With the understanding of these theories, thru a microcontroller configuration, it was developed an algorithm using digital filters, capable of filter corporal sounds in a proper way, intending the digital stethoscope implementation. The development process of these filters and the results of the tests and simulations made is presented, allowing a final argue about the importance of this type of technology in medical practice, possibility of improvement on the digital filtering process, and an effective implementation on a digital stethoscope.

**Keywords:** Digital Stethoscope. Digital Signal Processing. Digital Filters. Auscultation.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Representação da onda sonora através de curvas senoidais de um deslocamento em função do tempo e do espaço.....	19
Figura 2 - Audiograma com valores médios para o nível sonoro em função de frequência. .	22
Figura 3 - Representação das estruturas do ouvido humano.....	23
Figura 4 - Focos da ausculta pulmonar nas regiões anterior e posterior. ....	25
Figura 5 - Principais focos da ausculta cardíaca.....	28
Figura 6 - Eventos do ciclo cardíaco para o funcionamento do ventrículo esquerdo. ....	29
Figura 7 - Regiões da ausculta abdominal divididas em quatro quadrantes.....	34
Figura 8 - Exemplo do estetoscópio desenvolvido por Laënnec.....	36
Figura 9 - Evolução dos estetoscópios no tempo: (a) Estetoscópio de Piorry, (b) Estetoscópio Flexível e (c) Estetoscópio Biauricular.....	37
Figura 10 - Estetoscópio descrito por Littman.....	37
Figura 11 - Partes de um estetoscópio convencional.....	38
Figura 12 - Diagrama em blocos de um sistema de processamento digital de sinais.....	41
Figura 13 - Etapas da conversão A/D.....	42
Figura 14 - Operação do dispositivo retentor.....	43
Figura 15 - Operação de conversão D/A.....	43
Figura 16 - Processo de filtragem digital de um sinal.....	46
Figura 17 - Etapas de um sistema de processamento digital de sinais envolvendo filtros digitais e analógicos.....	46
Figura 18 - Diagrama de fluxo de um LWDF.....	48
Figura 19 - Estrutura Tipo 1.....	49
Figura 20 - Estrutura Tipo 2.....	49
Figura 21 - Estrutura Tipo 3.....	50
Figura 22 - Estrutura Tipo 4.....	50
Figura 23 - Filtros LWDF configurados em cascata para implementação de filtros passa-faixa ou rejeita-faixa.....	51
Figura 24 - Etapas de funcionamento do estetoscópio digital.....	52
Figura 25 - Microfone de eletreto WM-61A.....	53
Figura 26 - Microfone de eletreto acoplado a um estetoscópio convencional.....	53
Figura 27 - Circuito utilizado para implementação do pré-amplificador.....	54
Figura 28 – Filtro passa-baixa com frequência de corte de 1 kHz, implementado como filtro anti-aliasing.....	55
Figura 29 - Portas e diagrama em blocos do funcionamento do conversor A/D MCP3201. .	56
Figura 30 - Portas e diagrama em blocos do funcionamento do conversor D/A DAC121S101.....	57
Figura 31 - Kit de desenvolvimento do microcontrolador MSP430FR5739.....	58
Figura 32 - Tela Inicial da Ferramenta wdf_coeff.exe, mostrando a seleção do tipo de filtro.....	59
Figura 33 - Tela da Ferramenta wdf_coeff.exe, com os parâmetros do filtro sendo inseridos.....	59
Figura 34 - Coeficientes e estruturas fornecidas pela ferramenta wdf_coeff.exe.....	61
Figura 35 - Portas e circuito do amplificador de áudio LM4811.....	62
Figura 36 - Tela do software Eagle, com a biblioteca criada esteto.lbr em destaque, que contém os componentes utilizados no circuito desenvolvido.....	63



Figura 37 - Esquemático do circuito do estetoscópio, desenvolvido no Software Eagle.....	64
Figura 38 - Layout da PCI desenvolvida, apresentando somente as trilhas do circuito. ....	65
Figura 39 - Layout da PCI desenvolvida, com todos os componentes apresentados. ....	65
Figura 40 - Circuitos de aquisição e condicionamento de sinal em protoboard. ....	66
Figura 41 - Circuitos de filtragem e amplificação de sinal. ....	67
Figura 42 - Montagem final do protótipo do estetoscópio digital.....	68
Figura 43 - Ondas de entrada e saída a (a) 10 Hz e (b) 60 Hz.....	69
Figura 44 - Ondas de entrada e saída a (a) 100 Hz e (b) 300 Hz.....	69
Figura 45 - Ondas de entrada e saída a (a) 400 Hz e (b) 500 Hz.....	69
Figura 46 - PCI desenvolvida. ....	70
Figura 47 - PCI com componentes soldados. ....	71
Figura 48 - PCI com componentes soldados. ....	71
Figura 49 - Alimentação do circuito. ....	72
Figura 50 - Fones de ouvido. ....	72
Figura 51 - Circuito completo. ....	73
Figura 52 - Circuito completo. ....	73
Figura 53 - Onda de entrada configurada pelo gerador de funções. ....	74
Figura 54 - Resposta em frequência do filtro dos sons cardíacos. ....	75
Figura 55 - Resposta em frequência do filtro dos sons respiratórios. ....	75
Figura 56 - Resposta em frequência do filtro dos sons gastrointestinais. ....	76
Figura 57 - Sinal do som cardíaco medido no domínio do tempo, antes e depois do filtro. ...	76
Figura 58 - Sinal do som cardíaco medido no domínio da frequência. ....	76
Figura 59 - Sinal do som respiratório medido no domínio da frequência. ....	77

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Fonocardiogramas de corações normal e anormal.....	31
Gráfico 2 - Faixas de frequência dos ruídos cardíacos. ....	32
Gráfico 3 - Mapa espectral de fonocardiograma. ....	33
Gráfico 4 - Curvas de resposta típicas de filtros Butterworth, Chebyshev e de Cauer.....	45

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Faixas de frequência para cada órgão.....	60
Tabela 2 - Parâmetros definidos para cada um dos filtros, onde Fpb: Frequência pass band, Fsb: Frequência stop band, Fs: Frequência de amostragem, R: Ripple, A: Atenuação, Md: margem do design e B: número de bits.....	60

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIações

ADC	Analog-to-Digital Converter
CSD	Canonical Signed Digit
DAC	Digital-to-Analog Converter
FIR	Finite Impulse Response
FRAM	Ferro-Magnetic Random-Access Memory
HP	High-Pass
IIR	Infinite Impulse Response
LP	Low-Pass
LWDF	Lattice Wave Digital Filters
PCB	Printed Circuit Board
PCI	Placa de Circuito Impresso
QID	Quadrante Inferior Direito
QIE	Quadrante Inferior Esquerdo
QSD	Quadrante Superior Direito
QSE	Quadrante Superior Esquerdo
USB	Universal Serial Bus

## LISTA DE SÍMBOLOS

$d$	Deslocamento
$t$	Tempo
$x$	Espaço
$A$	Amplitude de onda
$T$	Período de onda
$\lambda$	Comprimento de onda
$v$	Velocidade
$k$	Constante adimensional
$E$	Módulo de elasticidade
$\mu$	Densidade do meio
$\theta$	Elasticidade volumétrica
$I$	Intensidade
$P$	Média temporal de potência transmitida
$S$	Área
$\phi$	Fluxo sonoro
$F_s$	Frequência de amostragem
$F_{max}$	Frequência máxima
$\gamma$	Coeficiente dos filtros LWDF
$N$	Ordem dos filtros LWDF
$\alpha$	Coeficiente dos filtros LWDF

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	15
1.1. Objetivo Geral .....	16
1.2. Objetivos Específicos .....	17
1.3. Organização do Trabalho.....	17
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....	19
2.1. Fisiologia Humana e Biofísica .....	19
2.1.1. Acústica.....	19
2.1.1.1. Propagação de Sons.....	20
2.1.1.2. Qualidades Fisiológicas do Som .....	20
2.1.2. Biofísica da Audição.....	22
2.1.2.1. O Mecanismo da Audição .....	23
2.1.3. Biofísica da Ausculta Pulmonar.....	24
2.1.3.1. Foco de Ausculta.....	24
2.1.3.2. Características Físicas dos Sons Pulmonares .....	25
2.1.3.3. Os Sons Normais da Respiração .....	25
2.1.3.4. Os Sons Anormais da Respiração .....	26
2.1.4. Biofísica da Ausculta Cardíaca.....	27
2.1.4.1. Ciclo Cardíaco.....	28
2.1.4.2. Bulhas Cardíacas .....	29
2.1.4.3. Sons Anormais do Coração.....	30
2.1.5. Biofísica da Ausculta Gastrointestinal .....	33
2.2. Estetoscópios.....	35
2.2.1. Contextualização Histórica.....	35
2.2.2. Funcionamento.....	38
2.2.3. Estetoscópios Digitais .....	39
2.3. Processamento Digital de Sinais.....	40

2.3.1. Sinais Contínuos e Discretos .....	41
2.3.2. Conversores Analógico-Digital e Digital-Analógico .....	42
2.3.3. Teorema da Amostragem.....	43
2.3.4. Filtros.....	44
2.3.5. Filtros FIR e IIR .....	47
2.3.6. Lattice Wave Digital Filters .....	48
3. MATERIAIS E MÉTODOS .....	52
3.1. Aquisição e Condicionamento de Sinal .....	53
3.2. Processamento de Sinal.....	55
3.3. Reprodução de Sinal .....	62
3.4. Circuito Impresso .....	63
4. RESULTADOS .....	66
4.1. Implementação em Protoboard .....	66
4.2 Implementação em PCI.....	70
5. CONCLUSÃO .....	78
REFERÊNCIAS.....	81
APÊNDICE A - Código Principal Implementado no Microcontrolador .....	85
APÊNDICE B - Código Simplificado dos Filtros em Assembly Implementados no Microcontrolador.....	89

## 1. INTRODUÇÃO

A constante evolução das tecnologias empregadas no desenvolvimento de componentes microeletrônicos, em especial os microcontroladores e microprocessadores, tem permitido o desenvolvimento de novas técnicas de processamento digital de sinais. De acordo com Rocha (2008), tem aumentado também a influência desse tipo de tecnologia em todos os setores do conhecimento humano. Entre as diversas aplicações que utilizam o processamento digital de sinais, Rocha (2008) destaca o processamento de vídeo, imagem, áudio e voz, com aplicações nas áreas de comunicações, robótica, biologia e medicina.

Atualmente, várias aplicações da técnica de processamento digital de sinais estão relacionadas ao avanço da engenharia aplicada à medicina, principalmente aquelas voltadas à aquisição e análise de sinais biológicos. Este fato tem levado à evolução dos equipamentos e soluções para a supervisão e avaliação de vários sinais corporais (IGARACHI, 2007).

De acordo com Haibin (2010), dentre os principais sinais biológicos, destaca-se o sinal cardíaco, uma vez que o mesmo contém informações fisiológicas e patológicas relacionadas com cada parte do coração. Através da análise deste sinal, os médicos são capazes de diagnosticar doenças e distúrbios relacionados à atividade cardíaca do paciente. Esse tipo de diagnóstico pode ser realizado com base nos ruídos do interior do organismo, através do próprio ouvido ou de um estetoscópio, que consiste da técnica da auscultação, de acordo com Michaelis (1998).

A auscultação cardíaca é um das técnicas mais simples de avaliar o funcionamento do coração e, para isto, a ferramenta mais utilizada clinicamente é o estetoscópio, o qual é usado, também, para auscultar sons respiratórios e intestinais no intuito de diagnosticar a maioria dos distúrbios cardiopulmonares, além de outras eventuais doenças. Entretanto, o uso de um estetoscópio tradicional para esse tipo de diagnóstico requer bastante prática e experiência por parte do profissional responsável. É justamente a promessa de facilitar essa tarefa que torna o desenvolvimento de estetoscópios digitais uma alternativa atraente, já que os mesmos possibilitam a identificação de eventuais distúrbios, sejam eles pulmonares, cardíacos ou intestinais, com muito mais facilidade (HAIBIN, 2009).



O conceito de estetoscópios digitais surgiu quando componentes eletrônicos começaram a ser usados para amplificar, filtrar e transmitir sons. A utilização desses componentes permite o desenvolvimento de um equipamento capaz de realizar a captação dos sons biológicos do paciente, a filtragem adequada deste sinal, de acordo com a faixa de frequência correspondente ao tipo de auscultação que se deseja realizar, e a reprodução do sinal com fidelidade, através de uma amplificação eficiente. Todas essas características trazem diversas vantagens, como a já mencionada facilidade de diagnóstico, e vantagens relacionadas a ergonomia do aparelho, que tende a ser menor e mais leve do que um estetoscópio tradicional (PEREIRA, 2011).

De acordo com Pereira (2011), a gravação dos dados adquiridos pelo estetoscópio digital é importante, pois permite um monitoramento mais constante do paciente, além da busca por uma segunda opinião em relação aos dados obtidos, de modo a garantir um diagnóstico correto. Além disso, a adição de aplicações mais complexas, como a tela sensível ao toque, possibilidade de transferência de dados sem fio, assim como melhorias relacionadas a bateria e sua autonomia, acabam por tornar o equipamento ainda mais atraente. Atualmente, a precisão de sensores digitais combinada com o poder de processamento dos processadores atuais tem resultado em maior precisão e exatidão nas medições, assim como tem permitido coletar e processar tendências com base num banco de dados e, até mesmo, sugerir uma ação correspondente ao diagnóstico (TEXAS INSTRUMENTS, 2010).

Neste trabalho é realizado um estudo acerca das teorias aplicadas ao processamento digital de sinais no intuito da implementação de filtros digitais através de um microcontrolador em um protótipo de estetoscópio digital.

### 1.1. OBJETIVO GERAL

Desenvolver o protótipo de um estetoscópio digital, capaz de realizar a aquisição de sinais cardíacos, pulmonares e intestinais com qualidade e baixo custo, reproduzindo-os com fidelidade através de fones de ouvido.

## 1.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

De modo a atingir o objetivo geral, algumas outras metas foram estipuladas para facilitar o entendimento das etapas do trabalho.

- Realizar o estudo da teoria de filtros digitais, buscando compreender a forma com que é feita a filtragem de cada tipo de sinal durante a captação de sons biológicos;
- Através do estudo do processamento digital de sinais, desenvolver um sistema microcontrolado de baixo custo e consumo de energia para implementação de filtros digitais;
- Desenvolver circuitos eletrônicos para o condicionamento do sinal analógico proveniente do transdutor da unidade de auscultação do equipamento, visando a reconstrução do sinal processado e a excitação adequada dos fones de ouvido;
- Implementar o protótipo do estetoscópio e obter parecer da avaliação clínica realizada por um profissional da saúde.

## 1.3. ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Este trabalho encontra-se organizado de tal maneira que, no capítulo 2, é apresentada a fundamentação teórica utilizada no desenvolvimento do trabalho. Esta consiste em conceitos sobre fisiologia humana, biofísica, processamento de sons corporais, estetoscópios convencionais e digitais, processamento digital de sinais e filtros digitais. No capítulo 3 é apresentada a metodologia utilizada para o desenvolvimento do trabalho, apresentando os critérios de escolha dos componentes eletrônicos utilizados, os métodos utilizados para o desenvolvimento do software e hardware do protótipo, e por fim os métodos de avaliação do equipamento desenvolvido.

Já no capítulo 4, são apresentados os resultados obtidos através de testes e simulações, a fim de comprovar a validade do protótipo. Por fim, no capítulo 5 são apresentadas as considerações finais sobre a realização do trabalho, as conclusões

obtidas, as falhas encontradas, as possibilidades de melhorias e de desenvolvimento de trabalhos futuros.

## 2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1. FISIOLOGIA HUMANA E BIOFÍSICA

#### 2.1.1. Acústica

Denominada como a parte da Física que estuda o som (MICHAELIS, 1998), a Acústica é parte fundamental do estudo voltado para o desenvolvimento de equipamentos e soluções relacionadas à engenharia biomédica. De acordo com Guyton (2006), o som é definido como a sensação percebida pelo cérebro que se relaciona com a chegada de ondas de vibração mecânica ao ouvido.

Classificada como onda longitudinal, em função da vibração das moléculas do meio se fazer na mesma direção em que se propaga, a onda sonora também é periódica e pode, como todo movimento periódico, ser associada a uma curva senoidal para a representação de suas variáveis (GARCIA, 2002).

Essa relação é apresentada na Figura 1, que mostra dois gráficos de deslocamento  $d$  de determinada massa vibrante, um em função do tempo  $t$ , e outro em função do espaço  $x$ . Ao maior deslocamento das moléculas do meio em relação ao ponto médio da vibração chamamos de amplitude  $A$ . Constituído por um movimento completo, de ida e volta à mesma posição inicial, um ciclo tem a duração de um período  $T$ , de modo que a quantidade de ciclos num determinado intervalo de tempo denomina-se frequência. Já a distância entre os picos de duas fases consecutivas e de mesmo sinal é definida como comprimento de onda  $\lambda$  (GARCIA, 2002).

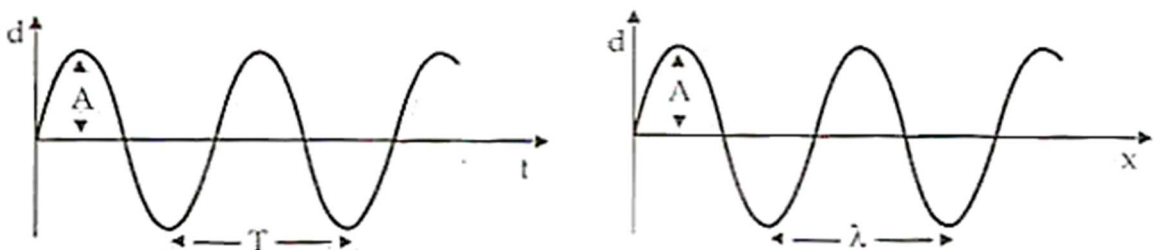


Figura 1 - Representação da onda sonora através de curvas senoidais de um deslocamento em função do tempo e do espaço.

Fonte: Garcia (2002).

### 2.1.1.1. Propagação de Sons

A propagação dos sons depende diretamente das características do meio em ela ocorre. Segundo Leão (1982), a natureza, a pressão e até a temperatura do meio interferem na velocidade com a qual o som se propaga. De acordo com Halliday (1965), a velocidade do som pode ser representada por:

$$v = \sqrt{\frac{k}{\mu}} \quad (1)$$

onde  $v$  é a velocidade do som, sendo diretamente proporcional à raiz quadrada da razão entre a constante característica do material  $k$  e a densidade  $\mu$  do meio no qual ele se propaga. Tomando o módulo de elasticidade em relação a um dado volume do fluido no qual essa onda se propaga, ele é substituído pelo módulo de elasticidade volumétrica  $\theta$ , resultando em:

$$v = \sqrt{\frac{\theta}{\mu}} \quad (2)$$

Uma simples análise dessa equação permite concluir que, ao longo da propagação de um som, o mesmo sofre alterações de timbre e intensidade. Garcia (2002) afirma também que, ao serem captados pelos ouvidos, os sons podem ser alterados pela introdução de componentes externos.

### 2.1.1.2. Qualidades Fisiológicas do Som

Guyton (2006) define como qualidades fisiológicas do som a sua altura, intensidade e timbre. É a altura de um que som permite classificá-lo como grave, de baixa frequência, ou agudo, de alta frequência. Com base nas frequências limítrofes audíveis pelo ouvido humano, chamam-se de infra-sons os de frequência menor do

que 16Hz, enquanto os de frequência maior do que 17000Hz são denominados de ultra-sons (LEÃO, 1982).

Classificados quanto à intensidade, um som pode ser dito forte ou fraco, caracterizando o quanto pode ser percebido a uma maior ou menor distância da fonte sonora, de modo que a intensidade dos sons também varia com a frequência. Além disso, Garcia (2002) afirma que quanto maior for a superfície de vibração da fonte sonora, maior será a intensidade desse som. Intensidade essa que pode ser calculada através de:

$$I = \frac{P}{S} \quad (3)$$

onde a intensidade  $I$  de uma onda é dada pela média temporal da potência  $P$  transmitida através de uma área unitária perpendicular à direção do fluxo sonoro  $\emptyset$  pela área  $S$  da superfície que está recebendo a onda sonora. Sua unidade é watt por metro quadrado ( $W/m^2$ ). O som mais intenso que é tolerado pelo ouvido humano é de  $1 W/m^2$ , enquanto a intensidade do som audível mais fraco é de  $10^{-12} W/m^2$  (GARCIA, 2002).

Já o timbre é a qualidade que diferencia dois sons que possuem mesma altura e intensidade, porém são produzidos por fontes sonoras diferentes. São os sons secundários que acompanham o som principal que traçam as características do timbre de um som (LEÃO, 1982).

Além dessas características, Garcia (2002) também classifica os sons como ruidosos, explosivos ou musicais. Os sons ruidosos são caracterizados por serem longos e não possuírem periodicidade, manifestando-se como chiados, rangidos ou roncos. Os sons explosivos são aqueles de curta duração e que proporcionam sensação desagradável aos ouvidos, como estalos, cliques, entre outros. Por fim, os sons musicais são aqueles agradáveis aos ouvidos, devido à existência de um padrão sonoro repetitivo.

### 2.1.2. Biofísica da Audição

Grande parte das informações que o ser humano recebe é transmitida por ondas sonoras. Elas, normalmente, provêm do ambiente que nos cerca e são originadas em diversas fontes sonoras. É o sistema auditivo que permite a captação dessas ondas e o reconhecimento do conteúdo que possuem. Além de participar da audição, o aparelho auditivo humano também está relacionado com o equilíbrio do corpo (GARCIA, 2002).

De acordo com Garcia (2002), o ouvido humano é capaz de detectar sons com frequências de 16 a 17000 Hz. Contudo, estes limites variam em função da idade e da pessoa. Uma representação desses limites é apresentada na Figura 2, onde é possível constatar que o ouvido não apresenta a mesma sensibilidade para todas as frequências, sendo mais sensível para as frequências entre 2000 e 5000 Hz. Também é possível observar que o limiar de potência sonora capaz de induzir uma sensação dolorosa se situa entre 140 e 160 dB.

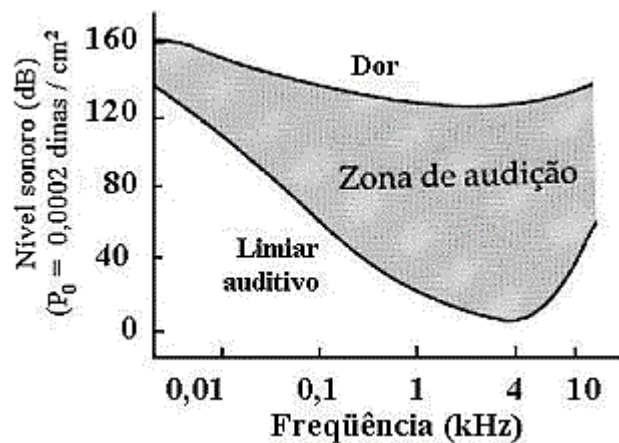


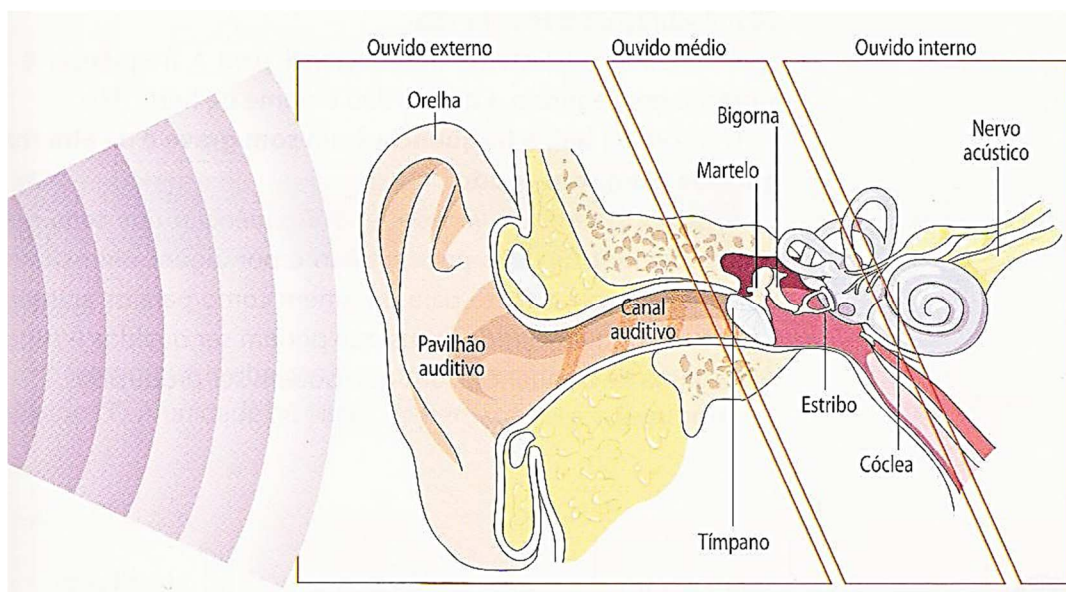
Figura 2 - Audiograma com valores médios para o nível sonoro em função de frequência.

Fonte: Garcia (2002).

Garcia (2002) também afirma que os ruídos podem ser encontrados em todas as faixas sonoras, embora os sons da fala humana possuam frequências menores do que 2000 Hz.

A Figura 3 apresenta a disposição das estruturas que compõem o ouvido humano. O ouvido externo é constituído pela orelha e pelo canal auditivo. O canal

auditivo liga a orelha ao ouvido médio, onde se encontram o martelo, bigorna e o estribo. Esse canal é fechado internamente pela membrana timpânica. O ouvido interno está representado pela cóclea. Ele se comunica com o ouvido médio por duas janelas, ambas ocluídas em membranas. São as janelas oval e redonda. A geometria desse ouvido lembra a forma de um caracol. Ligados a ele estão os canais semicirculares, cuja função está envolvida com o equilíbrio do corpo. Enquanto os ouvidos externo e médio estão preenchidos por ar atmosférico, o ouvido interno está cheio de líquido. (PARKER, 1993).



**Figura 3 - Representação das estruturas do ouvido humano.**

**Fonte: Prof2000 (2008).**

#### 2.1.2.1. O Mecanismo da Audição

A audição consiste na captação, percepção e interpretação de um som. Essas três etapas consistem numa sequência de transformações de energia, de modo que inicialmente a energia sonora captada é transformada em energia mecânica, passando a ser energia hidráulica posteriormente e finalmente vindo a se tornar energia elétrica. Tudo isso é possível graças a orelha humana, que é o órgão responsável por perceber e interpretar as ondas sonoras (VILELA, 2010).

O processo se inicia na orelha externa com a captação das ondas sonoras pelo pavilhão auditivo, e canalização das mesmas para o canal auditivo, chegando ao tímpano, que, através da pressão e descompressão alternadas do ar, é deslocado



para trás e para frente (PARKER, 1993). Segundo Parker (1993), são esses deslocamentos do tímpano que realizam a primeira das transformações de energia, transformando as vibrações sonoras em vibrações mecânicas, que em seguida chegam aos ossículos, constituídos pelo martelo, bigorna e estribo.

A segunda transformação, da energia mecânica em energia hidráulica, se dá na orelha média, onde os ossículos oscilam para trás e para frente, ocasionando movimentações no cabo do martelo que, por sua vez, determinam no estribo um movimento de vaivém de encontro à janela oval da cóclea, transmitindo assim o som para o líquido coclear (VILELA, 2010).

Por fim, a conversão dessa energia hidráulica em energia elétrica se dá na orelha interna, com a penetração da vibração sonora na cóclea. Essa vibração provoca o movimento do líquido da escala vestibular, que por sua vez movimenta a membrana basilar para dentro da escala timpânica, o que faz com que as células ciliares do órgão de Corti sofram agitação e sejam flexionadas. E é justamente a flexão desses cílios que excita as células sensoriais a acaba por gerar impulsos nervosos, que são então transmitidos até os centros auditivos do tronco encefálico e córtex cerebral (VILELA, 2010).

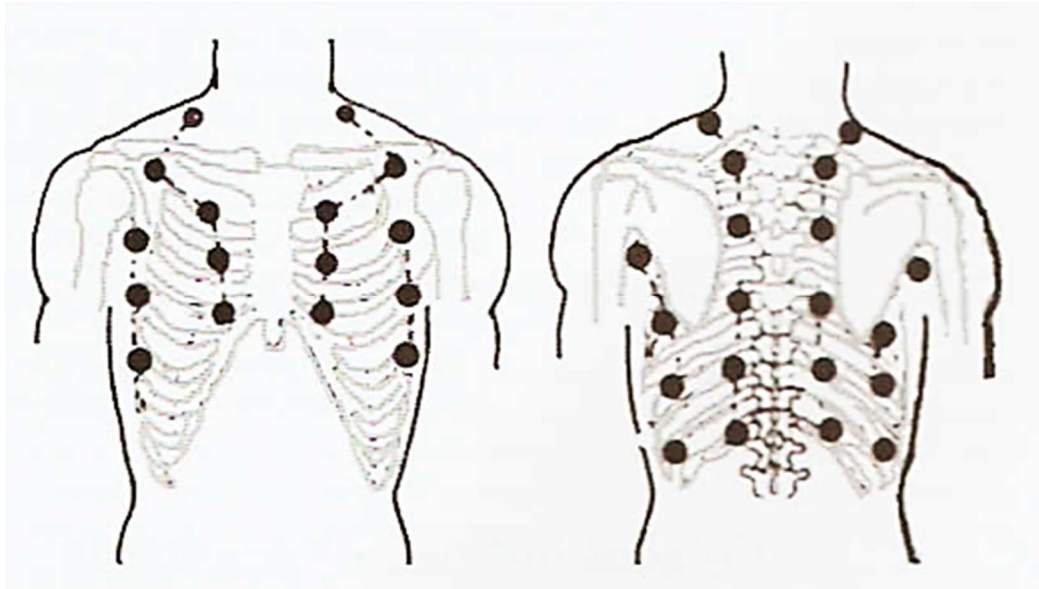
### 2.1.3. Biofísica da Ausculta Pulmonar

#### 2.1.3.1. Foco de Ausculta

De acordo com Garcia (2002), o coração e os pulmões consistem nas principais fontes sonoras do tórax, embora órgãos como a traqueia e os brônquios também possam gerar sons consideráveis. O foco de ausculta de um som é definido como a região da pele onde ele é ouvido com maior intensidade. Isso significa que entre essa região e a fonte sonora existe um trajeto acústico com atenuação mínima.

A ausculta pulmonar é feita nas regiões anterior, posterior e laterais do tórax. Sobre as escápulas, os sons do pulmão podem estar atenuados devido à reflexão que ocorre ao passar a onda sonora do meio líquido para o meio ósseo. Assim, quando são auscultadas as regiões posteriores do tórax, os ruídos pulmonares são ouvidos mais intensamente abaixo das escápulas e nas regiões para vertebrais.

Também devem ser auscultadas as fossas supra e subclaviculares, regiões onde melhor se ouvem os sons dos ápices pulmonares (GARCIA, 2002).



**Figura 4 - Focos da ausculta pulmonar nas regiões anterior e posterior.**  
**Fonte: Garcia (2002).**

#### 2.1.3.2. Características Físicas dos Sons Pulmonares

Entre os diversos estudos relacionados à faixa de frequências dos sons que podem ser percebidos durante a ausculta clínica, destaca-se o realizado por Cabot e Dodge (1925), que conclui que os sons de interesse na ausculta estão abaixo de 1000 Hz. Além disso, através da análise dos sons cardíacos e pulmonares, verifica-se que os pulmonares têm uma quantidade menor de componentes de baixa frequência do que os cardíacos, caracterizando-se dessa maneira como mais agudos. Cabot e Dodge (1925) também concluíram que os sons da respiração brônquica apresentam frequências entre 240 e 1000 Hz, enquanto as cavidades bucal, nasal, faríngea e laríngea apresentam ressonância entre 300 e 500 Hz.

#### 2.1.3.3. Os Sons Normais da Respiração

Formados tanto nas vias aéreas como nos alvéolos pulmonares, os sons normais da respiração classificam-se em três diferentes tipos (GARCIA, 2002):

- Som bronquial: Pode ser escutado através dos brônquios, da laringe ou da traqueia, razão pela qual também é chamado de ruído laringotraqueobrônquico. É comparado ao som que é produzido quando ar passa por um tubo longo. O seu timbre depende muito da velocidade do fluxo aéreo. A frequência média dos sons produzidos na traqueia é de 800 Hz. Os brônquios primários ressoam em torno de 1000 Hz. Os secundários, em 1200 Hz, e os bronquíolos, em 1500 Hz (GARCIA, 2002).
- Som broncovesicular: Resultado dos sons produzidos tanto ao nível dos brônquios, quanto dos alvéolos, esse tipo de som pode ser auscultado nos ápices pulmonares, especialmente à direita, onde o ruído bronquial é intensificado pela presença de um brônquio calibroso, situado perto da parede torácica (GARCIA, 2002).
- Murmúrio vesicular: Com exceção da região do precórdio, onde predominam os sons cardíacos, o murmúrio vesicular é audível por toda a parede torácica. Ele é produzido pelo turbilhão aéreo que se forma durante o enchimento e o esvaziamento dos alvéolos pulmonares, e se apresenta como um ruído de tonalidade grave e fraco, em função da pequena velocidade do fluxo de ar ao nível dos alvéolos (GARCIA, 2002).

Os padrões sonoros básicos durante a respiração são: o som bronquial, ouvido como sopro tubário, e o som alveolar, também chamado de murmúrio vesicular (CABOT; DODGE, 1925).

#### 2.1.3.4. Os Sons Anormais da Respiração

No caso de patologias respiratórias como a asma brônquica ou o enfisema pulmonar, os fenômenos acústicos pulmonares tendem a ser mais acentuados durante a expiração, uma vez que essas patologias apresentam um tempo expiratório curto. Isso ocorre porque o volume de ar a ser expirado deve ser igual ao inspirado, fazendo com que o fluxo de ar nas vias aéreas atinja velocidades maiores durante a expiração. Esse fluxo mais acelerado acaba por gerar um maior esforço dos músculos expiratórios (GARCIA, 2002).

De acordo com Cabot e Dodge (1925), os sons anormais do aparelho respiratório podem ser classificados como estertores, sopros, ou ainda como atrito pleural. Os estertores são divididos em secos e úmidos, enquanto os sopros podem ser com ou sem acoplamento ressonante, ou ainda serem sopros por afunilamento brônquico.

Entre os sons estertores secos, existem os sibilos e os roncos. Ambos são ruídos longos e musicais, mas os sibilos são agudos enquanto os roncos são graves. Já os sons estertores úmidos podem ser crépitos, subcrépitos ou ressonantes. Os crépitos são sons explosivos, inspiratórios e possuem a mesma intensidade e timbre, além de não serem alterados pela tosse. Os subcrépitos são estalidos com diferentes intensidades e timbres, portanto polifônicos, além de serem modificados pela tosse. Já os estertores ressonantes possuem características musicais e, por isso, chamados de estertores consonantes (CABOT; DODGE, 1925).

Outra maneira de identificar distúrbios respiratórios é através da ausência de sons pulmonares normais, que não são ouvidos quando deixam de ser gerados ou quando são atenuados durante sua propagação até a pele. A primeira hipótese se dá em situações de obstruções brônquicas totais, produzidas por algum corpo estranho ou tumor. Já a segunda ocorre quando em torno da fonte sonora só existem caminhos de alta impedância acústica (CABOT; DODGE, 1925).

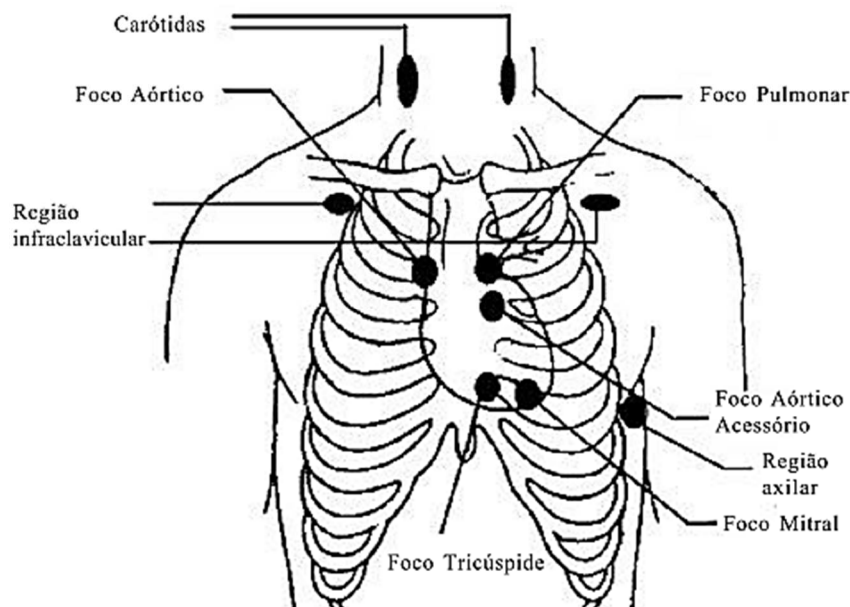
#### 2.1.4. Biofísica da Ausculta Cardíaca

A ausculta cardíaca consiste na obtenção dos sons cardíacos diretamente relacionados aos impactos do sangue nas estruturas do coração. Esses impactos geram manifestações mecânicas, elétricas, magnéticas e acústicas, que são analisadas pela ausculta. É através dessa análise que, a partir de determinados parâmetros, é possível diagnosticar estados de normalidade ou anormalidade do funcionamento cardíaco (GUYTON, 2006).

Como já visto anteriormente, o ouvido humano é capaz de perceber sons de frequências variando entre 16 a 17000 Hz (GARCIA, 2002). Atentando para o fato de que os sons cardíacos significativos ao processo de ausculta cardíaca situam-se em uma faixa de frequência entre 20 e 500 Hz, é fácil constatar que essas frequências encontram-se numa região limítrofe da audibilidade humana. De acordo com Pazin

Filho, Schmidt e Maciel (2004), isso faz com que a ausculta cardíaca necessite seguir uma sequência lógica e minuciosa para a obtenção de informações fisiológicas confiáveis e que permitam ao profissional habilitado identificar possíveis distúrbios.

Entre essas técnicas, Garcia (2002) destaca que o paciente deve ser auscultado deitado, em decúbito dorsal e lateral esquerdo, sentado, sentado e inclinado para frente, em pé, em pé e com o tronco inclinado para frente e, também, sob condições de respiração normal e forçada. Como os sons cardíacos se propagam para regiões bem específicas, chamadas de focos da ausculta cardíaca, localizadas na superfície anterior do tórax, a ausculta cardíaca deve ser direcionada a esses focos sem, entretanto, ficar restrita nos mesmos (PAZIN FILHO; SCHMIDT; MACIEL, 2004). A Figura 5 apresenta os cinco principais focos da ausculta cardíaca, foco aórtico, foco pulmonar, foco mitral, foco tricúspide e foco aórtico acessório, além das áreas das carótidas e região infraclavicular, que também configuram-se como regiões propícias para a ausculta cardíaca.



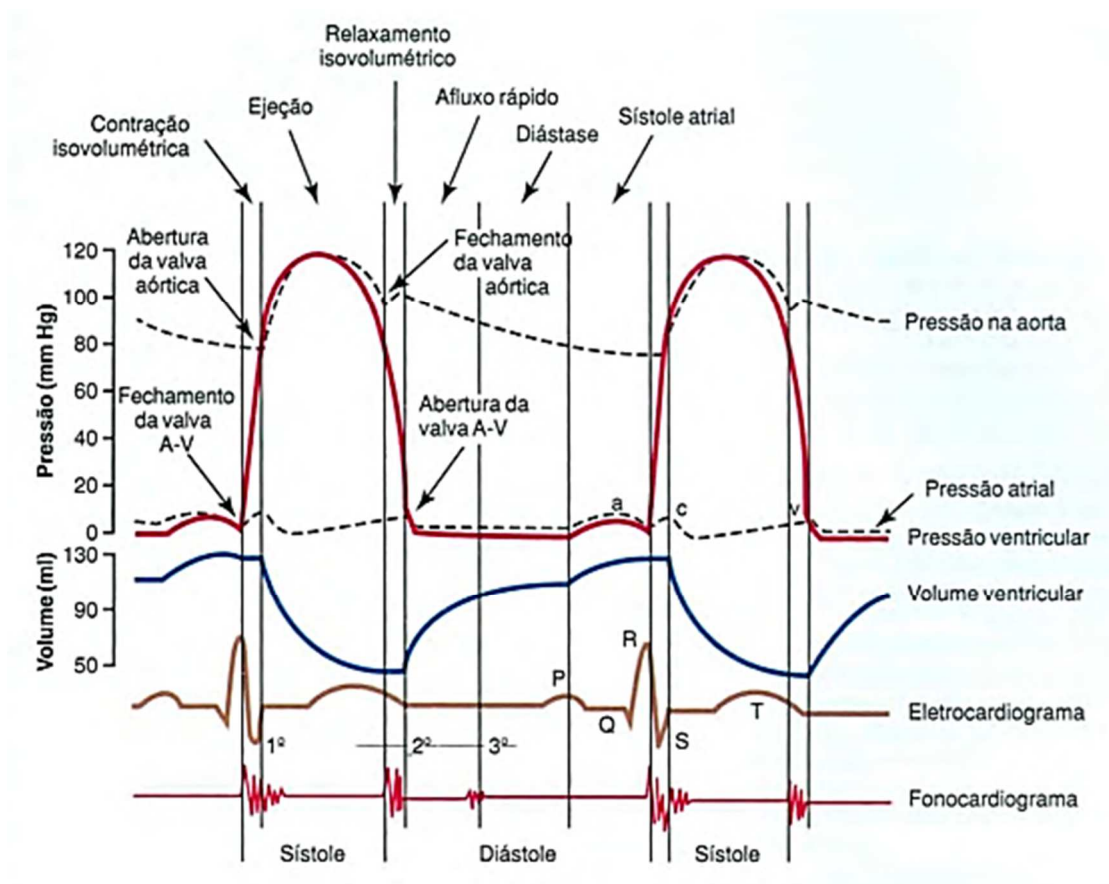
**Figura 5 - Principais focos da ausculta cardíaca.**

**Fonte: Pazin Filho, Schmidt e Maciel (2004).**

#### 2.1.4.1. Ciclo Cardíaco

Ciclo cardíaco é denominado como o conjunto dos eventos cardíacos que ocorrem entre o início de um batimento cardíaco e o início do próximo (GUYTON,

2006). Ele consiste no período de relaxamento da musculatura cardíaca, chamado de diástole, durante o qual o coração se enche de sangue, seguido pelo período de contração, denominado sístole. Embora possam estar relacionadas tanto aos átrios como aos ventrículos, a sístole e diástole são implicitamente voltadas ao que se passa nos ventrículos quando se fala genericamente em sístole ou diástole do coração. Os vários eventos ocorridos durante um ciclo cardíaco são apresentados na Figura 6 (GUYTON, 2006).



**Figura 6 - Eventos do ciclo cardíaco para o funcionamento do ventrículo esquerdo.**  
**Fonte: Guyton (2006).**

#### 2.1.4.2. Bulhas Cardíacas

Na busca por uma melhor compreensão dos sons normais e anormais do coração, faz-se necessário o entendimento das fases do ciclo cardíaco, que pode ser realizado com a análise da Figura 6. De maneira geral, um coração normal produz dois ruídos característicos conhecidos como bulhas cardíacas (GARCIA, 2002). A primeira bulha cardíaca (S1) é gerada com o fechamento das válvulas atrioventriculares

com vibrações de baixa frequência, e se deve aos eventos mecânicos que acontecem durante a sístole ventricular. Possui duração prolongada, além de ser grave melhor ouvida através do foco mitral. Já a segunda bulha (S2) resulta do fechamento das valvas aórtica e pulmonar. É seca, aguda, de curta duração e melhor ouvida nos focos aórtico e pulmonar (MENARÉ; ARAÚJO, 2011).

De acordo com Garcia (2002), os sons do coração ditos normais possuem frequências que variam de 16 a 110 Hz, embora frequências acima e abaixo dessa faixa também sejam produzidas.

Outra etapa importante durante a auscultação cardíaca configura-se na identificação dos silêncios do ciclo cardíaco. O pequeno silêncio refere-se ao período entre o primeiro ruído e início do segundo ruído, correspondente à duração da sístole. Já o grande silêncio situa-se entre o segundo ruído e a primeira bulha subsequente, período ao qual corresponde a diástole ventricular. Dessa maneira, Pazin Filho, Schmidt e Maciel (2004) concluem que todos os fenômenos acústicos ocorridos durante o pequeno silêncio são sistólicos, e durante o grande silêncio, são diastólicos.

#### 2.1.4.3. Sons Anormais do Coração

De acordo com Garcia (2002), é durante os períodos de silêncio do ciclo cardíaco, tanto sistólico quanto diastólico, que podem aparecer os sons cardíacos anormais. Quando situados no início do silêncio, são definidos através do prefixo proto, enquanto o prefixo tele designa os situados no final do silêncio. Quando os sons anormais se estendem do início ao meio do silêncio, são definidos através do prefixo meso, e quando ocupam todo o silêncio, o prefixo utilizado é holo. Esses prefixos podem ser aplicados tanto à sístole quanto à diástole.

De maneira geral, patologias do coração podem ser identificadas em função de alterações nas bulhas cardíacas, ou até mesmo da sua substituição por sons anormais. Garcia (2002) lista como alguns dos principais tipos de sons anormais a alteração da intensidade das bulhas, o desdobramento de bulha, os sopros e os cliques.

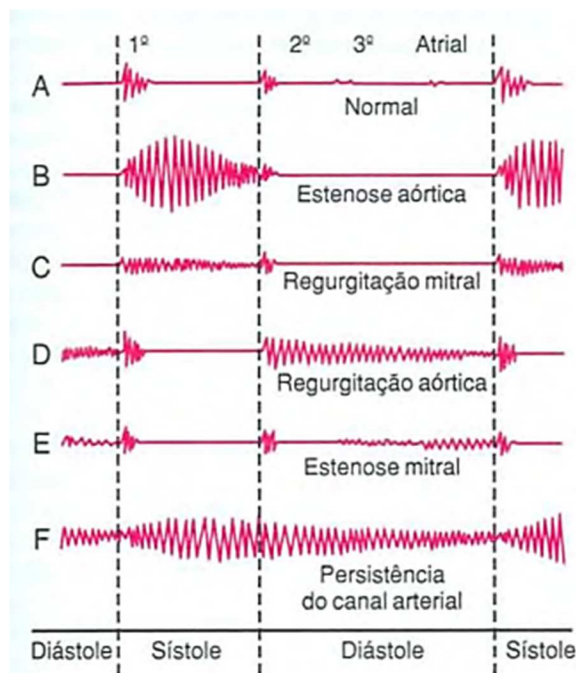
A alteração da intensidade das bulhas pode ocorrer tanto por um aumento da mesma, denominado de hiperfonese, quanto pela sua diminuição, chamada de hipofonese. Já o desdobramento de bulha é identificado através da falta de

sincronismo durante o fechamento das valvas atrioventriculares e arteriais, que correspondem aos sons formadores da primeira e segunda bulha, respectivamente (GUYTON, 2006).

Os sopros cardíacos, caracterizados como ruídos longos, se formam devido a turbilhões na massa sanguínea, ocasionados quando o sangue passa em alta velocidade por orifícios valvares estreitados, ou quando as valvas não se fecham de maneira adequada. Os sopros podem ser classificados em sistólico, diastólico, ou ainda sístolo-diastólico, levando também os prefixos mencionados anteriormente em função da sua posição em relação às bulhas (GARCIA, 2002).

Entre os cliques, existem dois principais tipos de sons anormais, as bulhas de ejeção e os estalidos de abertura valvar. As bulhas de ejeção configuram-se como sons curtos, agudos e secos, podendo aparecer na proto-sístole ou na meso-sístole, enquanto os estalidos de abertura valvar possuem timbre agudo e seco, aparecendo na proto-diástole (GARCIA, 2002).

O Gráfico 1 apresenta fonocardiogramas de um coração normal, na linha A, e de corações com variados distúrbios, nas linhas seguintes. É possível observar a relação dos períodos de sístole e diástole com os sons, além da variação nas bulhas ocasionada pelos distúrbios (GUYTON, 2006).

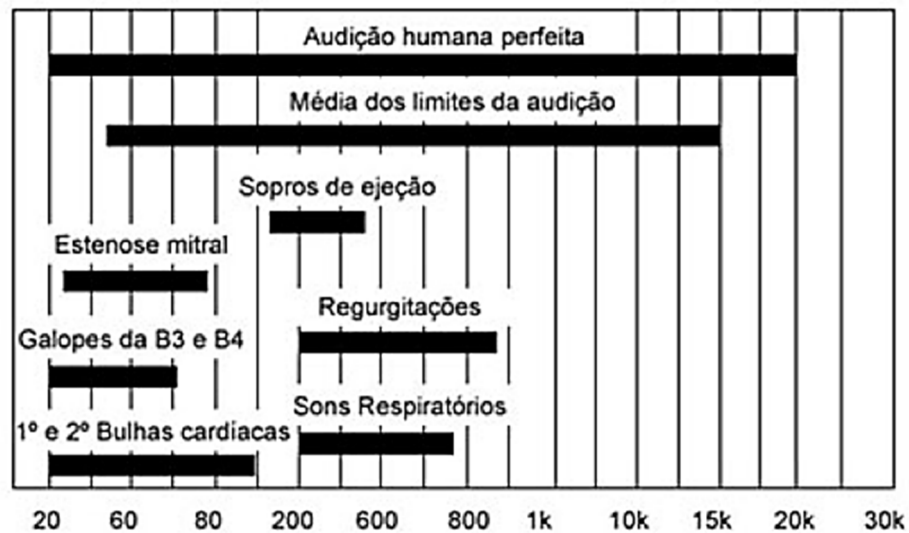


**Gráfico 1 - Fonocardiogramas de corações normal e anormal.**

**Fonte: Guyton (2006).**



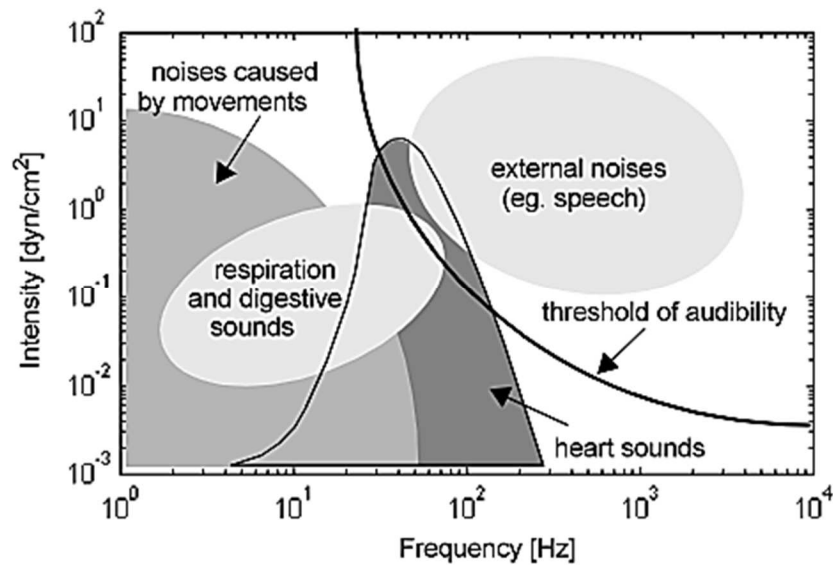
Já o Gráfico 2 apresenta as faixas de frequência dos ruídos analisados até aqui, cardíacos e respiratórios, em relação aos limites da audição humana (MENARÉ; ARAÚJO, 2011).



**Gráfico 2 - Faixas de frequência dos ruídos cardíacos.**

**Fonte: Menaré e Araújo, 2011 (apud GUYTON, 1988).**

Também em relação aos limites de audição humana, o Gráfico 3 apresenta regiões de frequência de alguns tipos de sons e ruídos, permitindo o entendimento da complexidade do processo de ausculta, uma vez que é muita pequena a faixa de frequência coincidente entre a capacidade auditiva humana e sons importantes cardíacos, respiratórios ou digestivos.



**Gráfico 3 - Mapa espectral de fonocardiograma.**

**Fonte: Várady (2001).**

#### 2.1.5. Biofísica da Ausculta Gastrointestinal

Os sons intestinais, também chamados de sons abdominais, são aqueles produzidos pelo movimento realizado pelos intestinos à medida que impulsionam e transportam o alimento ingerido, movimento esse chamado de peristaltismo. A grande maioria destes sons está diretamente relacionada ao trabalho do trato gastrointestinal, de modo que apenas através de uma detalhada avaliação por parte do médico é que os sons abdominais podem, de fato, fornecer informações a respeito da saúde do paciente (GARCIA, 2002).

De acordo com Leal (2008), a auscultação consiste numa das etapas do exame físico do trato gastrointestinal, exame esse realizado com o intuito de identificar eventuais distúrbios e patologias do abdome. Para a realização do exame, devem ser seguidas as etapas, ordenadamente, de inspeção, ausculta, percussão e palpação. Castro (2009) afirma que a ausculta abdominal deve anteceder a palpação e a percussão de modo a não ter sua avaliação prejudicada, uma vez que estas podem acabar estimulando o peristaltismo.

Para a realização da auscultação do sistema gastrointestinal, é necessário primeiramente considerar a região do abdome, que pode ser dividida em quatro quadrantes: Quadrante Superior Direito (QSD), Quadrante Superior Esquerdo (QSE),

Quadrante Inferior Direito (QID) e Quadrante Inferior Esquerdo (QIE). A Figura 7 apresenta essa divisão da região abdominal (LEAL, 2008).

Uma vez constatados os quadrantes que compõem a região do abdome, deve-se atentar para o fato de que a ausculta deve obedecer a seguinte sequência: QID – QSD – QSE – QIE. De acordo com Barros (2011), deve-se auscultar por no mínimo um minuto em cada quadrante.



**Figura 7 - Regiões da ausculta abdominal divididas em quatro quadrantes.**

**Fonte: Leal (2008).**

De acordo com Castro (2009), os sons intestinais que podem ser auscultados através do exame são chamados de ruídos hidroaéreos, devido ao fato de serem produzidos pela movimentação do conteúdo gastrointestinal líquido-gasoso. Eles ocorrem com maior frequência no intestino grosso e no estômago, sendo pouco comuns no intestino delgado. Em condições normais, esses ruídos ocorrem em localização variável e em momentos imprevisíveis. Já em condições patológicas, os ruídos hidroaéreos podem apresentar maior ou menor intensidade, ou ainda deixarem de ocorrer.

Os sons intestinais de intensidade mais elevada são chamados de sons hiperativos, e estão relacionados ao aumento da atividade intestinal, podendo ocorrer em casos de diarreia, ou simplesmente após as refeições. Já os sons intestinais de

intensidade reduzida são denominados sons hipoativos e indicam uma diminuição na atividade intestinal, normalmente relacionada à constipação. Os sons hipoativos são comuns durante o sono e podem ocorrer também após o uso de certos medicamentos ou após uma cirurgia abdominal (Barros, 2011).

Segundo Leal (2008), em casos de falta de atividade intestinal, configura-se a obstrução intestinal, que pode ser resultado de diversos quadros clínicos, requerendo uma avaliação ainda mais detalhada para identificação dos possíveis distúrbios. Já em casos de variação do timbre dos ruídos hidroaéreos, frequentemente indicam obstrução do intestino delgado. Ainda, de acordo com Barros (2011), além dos ruídos hidroaéreos, eventuais sopros abdominais também podem ser identificados durante a ausculta abdominal.

Dessa forma, Barros (2011) conclui que o exame da ausculta abdominal pode identificar distúrbios como doenças da aorta, artéria renal ou mesentérica, tumores vascularizados, compressões vasculares, infartos hepáticos e esplênicos, e ainda áreas intestinais com motilidade anormal e acúmulo de líquidos e gases.

## 2.2. ESTETOSCÓPIOS

### 2.2.1. Contextualização Histórica

Até o século XVIII, a ausculta cardíaca era realizada de maneira direta, com a aplicação do ouvido do médico diretamente ao tórax ou abdome do paciente. Entretanto, ela não era comumente utilizada pelos profissionais para a realização de exames cardíacos, que preferiam realizá-los através da inspeção e da palpação, devido às inconveniências da escuta direta, principalmente relacionadas à pacientes do sexo feminino ou obesos (LOPES et al, 2012).

O médico francês René Theophile Hacinthe Laënnec compartilhava dessa aversão à ausculta direta e, na busca por alternativas para a realização dos exames cardíacos, enrolou uma folha de papel transformando-a em um cilindro, posicionando uma das extremidades no corpo de um paciente enquanto colocava seu ouvido na outra. Dessa maneira, Laënnec acabou por evitar o contato indesejado com o paciente

e, para sua própria surpresa, aumentou a percepção dos sons cardíacos em relação à escuta direta (LOUZADA, 2006).

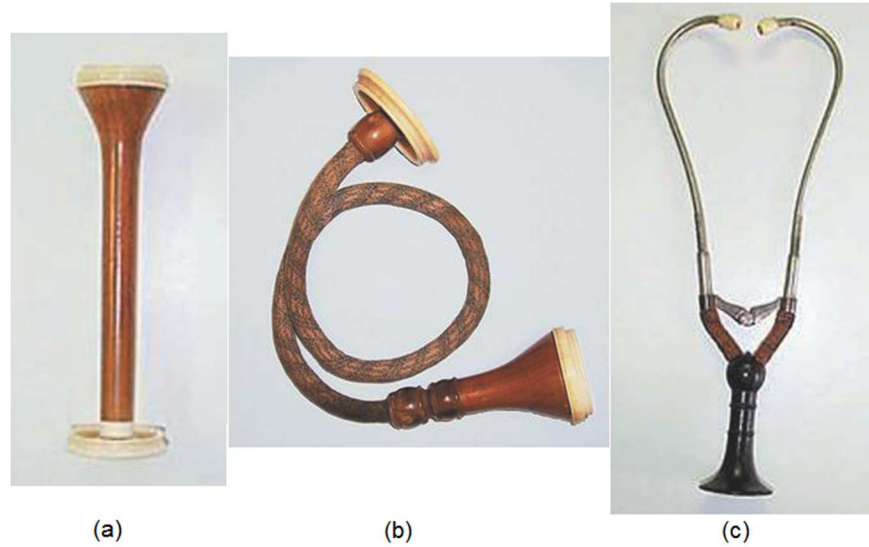
Depois do cilindro de papel, Laënnec buscou aprimorar o equipamento desenvolvido, construindo um cilindro oco de madeira. Laënnec utilizou vários tipos de madeira, até concluir que as leves eram mais adequadas para a prática da ausculta. A Figura 8 mostra um exemplo do estetoscópio desenvolvido por Laënnec.



**Figura 8 - Exemplo do estetoscópio desenvolvido por Laënnec.**

**Fonte: Lopes et al (2012).**

A partir de então, o estetoscópio passou a sofrer diversas alterações na busca por um melhor desempenho, como estetoscópios menores ou flexíveis, como os desenvolvidos por Pierre Adolphe Piorry (LOPES et al, 2012). Entretanto um avanço mais considerável aconteceu com a invenção dos estetoscópios biauriculares por Charles James Blasius Williams, que possuía o mesmo aspecto dos estetoscópios atuais. A Figura 9 mostra a evolução do estetoscópio no tempo, com a versão mais compacta de Piorry, o estetoscópio flexível, e o estetoscópio biauricular.



**Figura 9 - Evolução dos estetoscópios no tempo: (a) Estetoscópio de Piorry, (b) Estetoscópio Flexível e (c) Estetoscópio Biauricular.**

**Fonte: Lopes et al (2012).**

Durante os séculos XIX e XX o estetoscópio seguiu evoluindo, com a adaptação da peça torácica em forma de campânula, que possibilitava uma boa ausculta de sons graves, e posterior introdução do diafragma, na busca por melhorar a ausculta de sons agudos (LOPES et al, 2012).

Descrito por David Littman, o modelo mais utilizado nas práticas médicas dos dias de hoje, segundo Lopes et al (2012), é construído com aço inoxidável, condutores de tygon e possui campânula e diafragma, conforme pode ser observado na Figura 10.

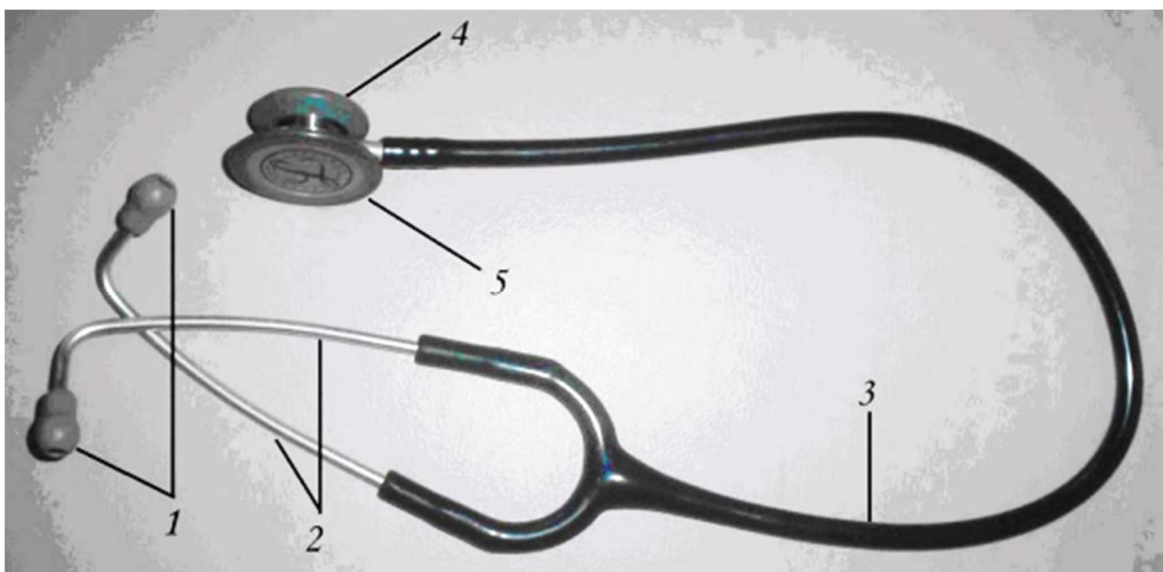


**Figura 10 - Estetoscópio descrito por Littman.**

**Fonte: Lopes et al (2012).**

### 2.2.2. Funcionamento

De acordo com Garcia (2002), o funcionamento do estetoscópio é explicado pela física dos tubos acústicos. A principal característica de um estetoscópio é evitar a atenuação da onda sonora captada por espalhamento. Essencialmente, um estetoscópio convencional é composto por (1) olivas, (2) binaurais, (3) tubo, (4) campânula e (5) diafragma, como pode ser observado na Figura 11.



**Figura 11 - Partes de um estetoscópio convencional.**

**Fonte: Carvalho e Souza (2007).**

As olivas consistem se parte que se encaixa ao orifício do conduto auditivo externo do médico para a auscultação. Os binaurais são os conectores que irão ligar as olivas aos tubos, normalmente confeccionados de látex. Na extremidade, está o receptor sonoro, que pode ser de dois tipos, campânula ou diafragma (LOUZADA, 2006).

De acordo com Louzada (2006), a diferença entre campânula e diafragma reside no fato do segundo apresentar uma membrana sobre sua câmara, ao contrário da campânula, onde essa câmara é aberta. Essa membrana, como qualquer outra, possui uma frequência de ressonância, onde a impedância é mínima e as vibrações mais intensas, e é esse comportamento vibratório que caracteriza a ação dos diafragmas. Nas campânulas, onde não há membrana, a pele se comporta como tal (GARCIA, 2002).

Entre os fatores pertinentes à definição da frequência de ressonância das membranas, Garcia (2002) destaca que a frequência de ressonância será tão maior quanto mais esticada estiver a membrana, e tão menor quanto maior for o diâmetro do diafragma. Dessa maneira, apenas com a variação de pressão e/ou diâmetro da membrana, é possível alterar a faixa de frequências que serão mais bem auscultadas (LOUZADA, 2006).

Além das características da membrana, a dimensão e forma interna dos receptores também influenciam as frequências de ressonância, de modo que quanto maior for seu volume interno, mais alta será a sua frequência de ressonância. De maneira inversa, quanto menor for o volume, maior será a variação de pressão percebida (LOUZADA, 2006).

Por fim, Louzada (2006) menciona as influências das dimensões dos tubos flexíveis e olivas na eficiência dos estetoscópios. Uma vez que as variações de pressão no ouvido são inversamente proporcionais ao volume interno do estetoscópio, pode-se dizer que tubos mais estreitos forneceriam sons de maior intensidade. Entretanto, esse estreitamento pode dificultar a passagem do ar pelo seu interior em função do aumento do atrito. Já as olivas podem permitir interferências sonoras externas, se não dimensionadas de maneira a se ajustarem adequadamente ao canal auditivo (GARCIA, 2002).

### 2.2.3. Estetoscópios Digitais

Atualmente, é grande a presença de estetoscópios digitais no mercado. Essa ferramenta configura-se como uma alternativa atrativa na busca por maior facilidade de diagnóstico, possibilidade de gravação de dados, entre outros. (PEREIRA, 2011).

De maneira geral, os estetoscópios digitais ou eletrônicos em muito se assemelham aos estetoscópios convencionais, por serem compostos pelos mesmos componentes básicos. O diferencial desse tipo de tecnologia reside no fato dos mesmos possuírem dispositivos eletrônicos capazes de realizar a amplificação e filtragem dos sinais captados pelos receptores (LOUZADA, 2006). Dessa maneira os estetoscópios digitais podem ser vistos como uma evolução dos tradicionais, uma vez que exploram as vantagens da conversão de um sinal de áudio para o domínio digital,



que consistem em armazenamento, transmissão, análise ou simplesmente visualização (PEREIRA, 2011).

De acordo com Louzada (2006), os estetoscópios digitais tem capacidade de gerar, além da saída sonora, filtrada e amplificada, uma saída fonográfica, caracterizada pela apresentação gráfica da vibração sonora. Essa funcionalidade permite uma melhor análise dos sons corporais em questão, facilitando o diagnóstico de alguma eventual patologia por parte do médico.

Apesar disso, Louzada (2006) atenta para o fato de que, embora forneçam diversas vantagens em relação aos estetoscópios convencionais, a principal desvantagem dos estetoscópios digitais acaba por impactar de maneira considerável no momento de escolha entre um dos dois equipamentos. Essa desvantagem reside no alto custo dos estetoscópios digitais, que chegam a ser até cinco vezes mais caros que os convencionais (LOUZADA, 2006).

### 2.3. PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS

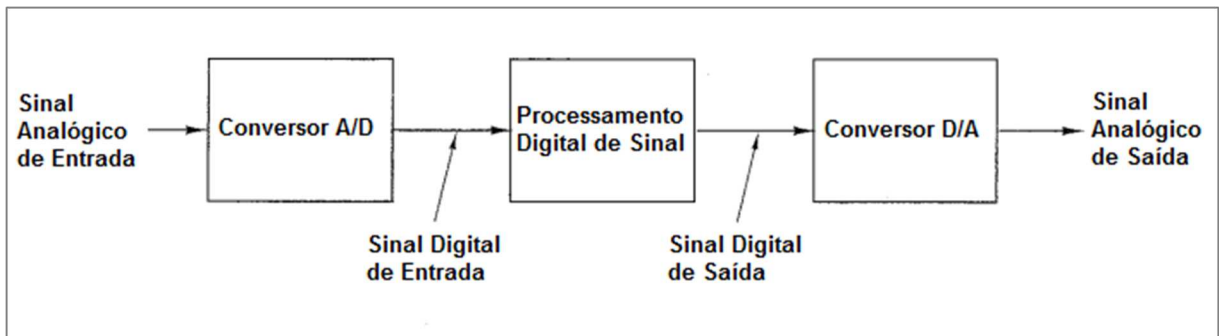
O processamento digital de sinais, de acordo com Smith (2003), define-se como a matemática, os algoritmos e as técnicas utilizadas para manipular sinais que foram convertidos do formato analógico para o formato digital. Essa tecnologia teve início entre as décadas de 60 e 70, juntamente com o desenvolvimento dos primeiros computadores digitais. Entretanto, o processamento digital de sinais se limitava a algumas poucas aplicações, devido ao seu alto custo. Com o desenvolvimento dos computadores pessoais, o processamento digital de sinais logo passou a ser utilizado nas mais diversas aplicações (SMITH, 2003).

O rápido desenvolvimento das técnicas de processamento digital de sinais desde o seu surgimento se deu principalmente em função dos avanços na tecnologia de computadores digitais e na fabricação de circuitos integrados. Atualmente, os componentes digitais desenvolvidos são menores, mais baratos, mais eficientes e mais rápidos do que os de décadas atrás, possibilitando assim a construção de sistemas altamente desenvolvidos e capazes de realizar funções de processamento digital muito mais complexas (PROAKIS, 2007).

### 2.3.1. Sinais Contínuos e Discretos

Um sinal é definido como uma grandeza física que varia em função do tempo, espaço, ou outra variável qualquer (PROAKIS, 2007). A grande maioria dos sinais existentes é função de uma variável contínua e assume valores contínuos, sendo classificado, portanto, como sinal contínuo. Em compensação, ao converter um sinal do formato analógico para o formato digital, se faz necessário que tanto a grandeza representada pelo sinal, quanto o parâmetro em função do qual essa grandeza varia sejam quantizados, caracterizando assim o sinal como discreto (SMITH, 2003).

Essa conversão é uma das características fundamentais do processamento digital de sinais, pois é ela que permite tratar o sinal digitalmente. A Figura 12 apresenta as etapas do processamento digital de sinais, onde um sinal analógico de entrada passa pelo processo de conversão analógico para digital (A/D), que fornece um sinal digital de entrada. Nesse sinal digital então é realizado o processamento digital, resultando num sinal digital de saída que é convertido num sinal analógico depois de passar pela conversão digital para analógico (D/A).



**Figura 12 - Diagrama em blocos de um sistema de processamento digital de sinais.**

**Fonte: Adaptado de Proakis (2007).**

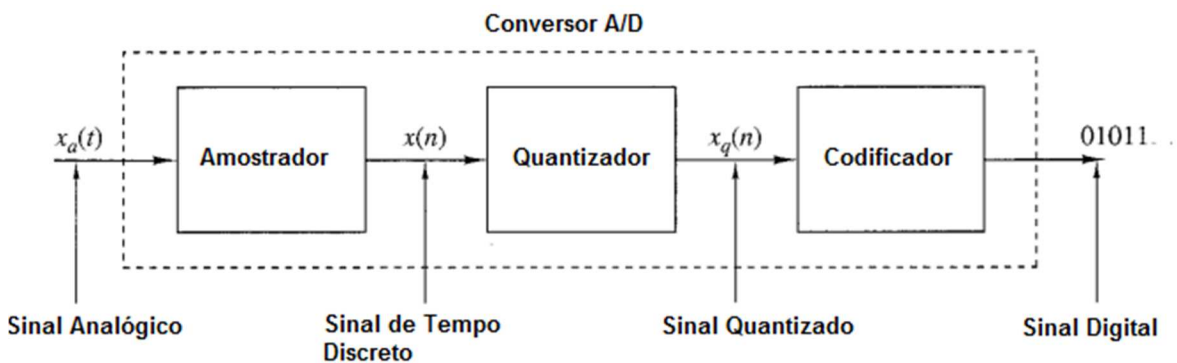
São várias as razões que justificam a utilização do processamento digital de sinais como tratamento de um sinal no lugar de um processamento diretamente em domínio analógico. Entre elas, Proakis (2007) destaca a facilidade de adaptação do processamento digital apenas com alteração da programação, em comparação a um sistema analógico, onde todo o hardware precisa ser projetado novamente. Já Pellenz (2005) atenta para o fato do processamento digital de sinais possuir maior

imunidade ao ruído, além de desempenho praticamente idêntico de unidade para unidade.

### 2.3.2. Conversores Analógico-Digital e Digital-Analógico

A conversão de sinal analógico para digital (A/D) e digital para analógico (D/A) é o processo que permite que computadores digitais interajam com os sinais contínuos, grande maioria dos sinais encontrados na ciência e na engenharia (SMITH, 2003).

A conversão A/D pode ser dividida em três etapas: amostragem, quantização e codificação. A amostragem consiste no processo de aquisição periódica de amostras do sinal analógico, enquanto a quantização se caracteriza pela conversão dessas amostras em um valor discreto, dentro de um intervalo definido. Já a codificação é o processo onde cada valor discreto passa a ser representado por uma sequência de bits (PROAKIS, 2007). A Figura 13 ilustra as etapas da conversão A/D.



**Figura 13 - Etapas da conversão A/D.**

**Fonte: Adaptado de Proakis (2007).**

Já a conversão D/A, teoricamente, pode ocorrer apenas com a conversão das amostras digitais em um trem de impulsos, passando então por um filtro passa-baixas, o qual permite que apenas as componentes de baixa frequência sejam reproduzidas. Entretanto, a geração desse trem de impulsos não é fácil eletronicamente, fazendo com que seja normalmente utilizado um dispositivo de retenção. Esse tipo de dispositivo mantém um determinado valor, obtido através de

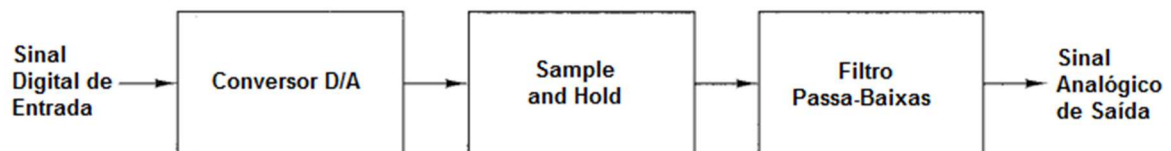
uma amostra, inalterado até que a próxima amostra seja recebida (SMITH, 2003). A Figura 14 ilustra o processo do dispositivo de retenção.



**Figura 14 - Operação do dispositivo retentor.**

Fonte: Hayes (1999).

De maneira simplificada, a operação de um conversor D/A pode ser ilustrada através da Figura 15, onde um sinal digital de entrada passa pelo conversor D/A, de onde saem as amostras que, passando pelo bloco *Sample and hold*, fornecem uma forma de onda contínua, a qual gera, após a passagem por um filtro-passa baixas, o sinal analógico de saída (PROAKIS, 2007).



**Figura 15 - Operação de conversão D/A.**

Fonte: Adaptado de Proakis (2007).

### 2.3.3. Teorema da Amostragem

Presente tanto nos conversores A/D quanto nos conversores D/A, o processo de amostragem requer uma atenção especial no desenvolvimento de sistemas de processamento digital. Também chamado de teorema da amostragem de Nyquist, ou teorema da amostragem de Shannon, o teorema da amostragem indica que um sinal contínuo só pode ser amostrado adequadamente se a frequência de amostragem for superior ao dobro da maior frequência desse sinal (SMITH, 2003). Matematicamente:

$$F_s > 2F_{max} \quad (4)$$

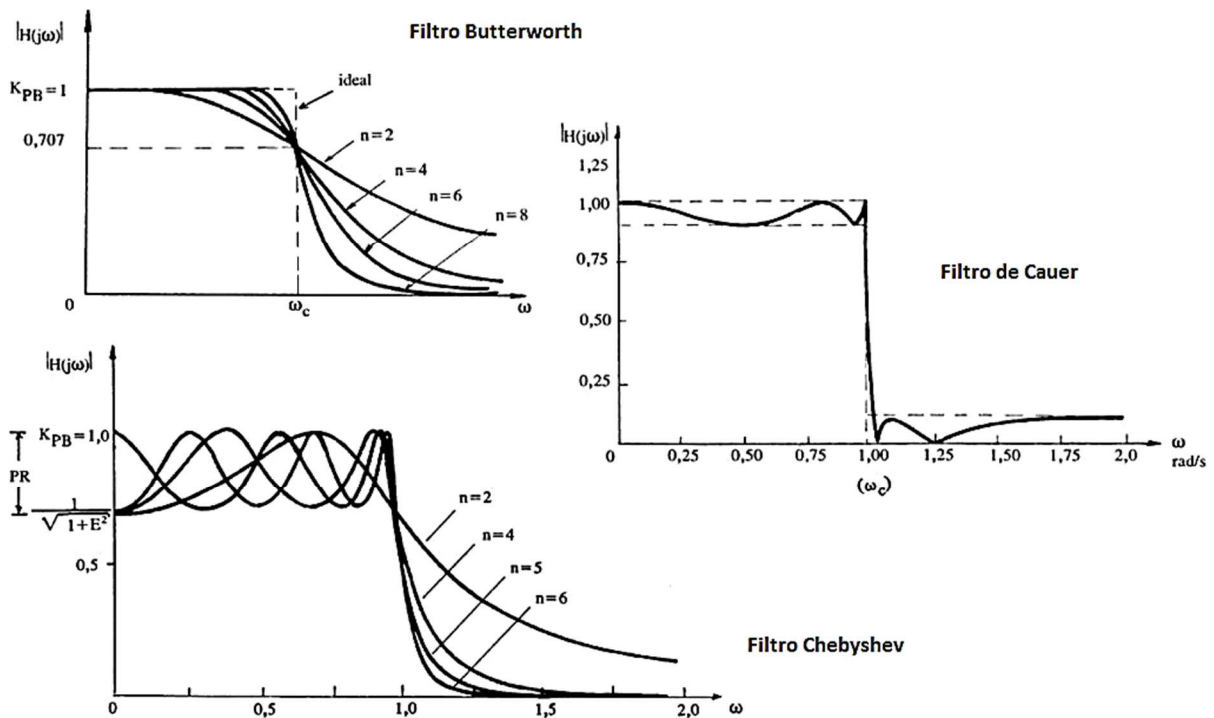
onde  $F_s$  é a frequência de amostragem e  $F_{max}$  é a máxima frequência que o sinal contém.

#### 2.3.4. Filtros

De acordo com Volpato (2005), a etapa de filtragem de um sinal tem como objetivo remover ou extrair componentes não desejados de um sinal, eliminando ruídos, ou extrair componentes desejados de um sinal, quando se quer selecionar uma faixa definida de frequências. Segundo Pertence (2003), são três os parâmetros que permitem classificar os diferentes tipos de filtros, a saber, a função por eles executada, a função-resposta utilizada, e a tecnologia utilizada.

Em relação à função executada, um filtro pode ser passa-baixa, passa-alta, passa-faixa ou rejeita-faixa. As próprias definições já apontam para qual a característica desses filtros, de modo que cada um permite a passagem de um tipo de componentes de frequência, atenuando as restantes (PERTENCE, 2003).

Com base na função-resposta, os filtros mais comuns são os filtros Butterworth, Chebyshev e Cauer. No filtro Butterworth, também chamado de binomial, a curva obtida da atenuação em função da frequência não possui ondulações, sendo mais estável. O filtro Chebyshev apresenta instabilidade devido às ondulações ou ripples na faixa de passagem da frequência de corte. Já o filtro de Cauer, ou elíptico, apresenta ripples tanto na faixa de passagem como na faixa de corte (PERTENCE, 2003). A diferença entre esses três tipos de filtros pode ser mais bem compreendida através do Gráfico 4, que mostra as curvas de respostas típicas para os três tipos de filtros apresentados.



**Gráfico 4 - Curvas de resposta típicas de filtros Butterworth, Chebyshev e de Cauer.**  
**Fonte: Adaptado de Pertence (2003).**

Por fim, em relação à tecnologia empregada, os filtros podem ser classificados como passivos, ativos ou digitais. Os filtros passivos são filtros analógicos construídos apenas com elementos passivos, como resistores, capacitores e indutores, enquanto os filtros ativos, embora também analógicos, são construídos com elementos passivos associados a elementos ativos, como transistores ou amplificadores operacionais (PERTENCE, 2003). Já os filtros digitais, como o próprio nome já diz, utilizam um processador digital para executar cálculos numéricos em valores amostrados do sinal e necessitam de conversores A/D e D/A para executarem o processo completo de filtragem e reprodução de um sinal (VOLPATO, 2005).

Esse processo é representado na Figura 16, onde (a) um sinal analógico de entrada é digitalizado através de um conversor A/D, resultando em (b) um sinal amostrado digitalizado. Esse sinal é que passará então pela filtragem digital, que normalmente consiste em cálculos numéricos envolvendo a multiplicação desses valores digitais por constantes, e adição dos respectivos produtos, gerando (c) um sinal digital filtrado. Por fim, esse sinal digital passa por um conversor D/A, gerando (d) um sinal analógico, agora filtrado (VOLPATO, 2005).

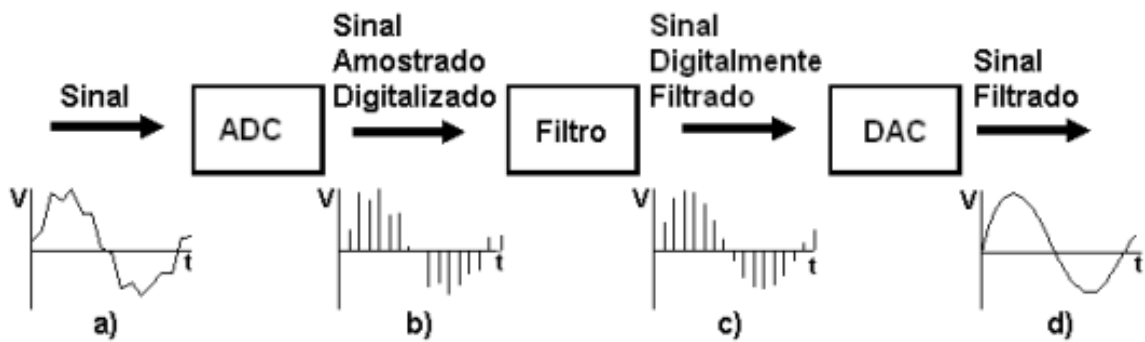


Figura 16 - Processo de filtragem digital de um sinal.

Fonte: Volpato (2005).

Frequentemente, em um sistema completo de processamento digital de sinais, tanto filtros analógicos quanto filtros digitais são utilizados. Enquanto os filtros digitais são parte efetiva do processamento digital de sinais, os filtros analógicos são essenciais para realizar a filtragem do sinal de entrada, antes do processo de conversão A/D, e a filtragem do sinal de saída, depois do processo de conversão D/A (SMITH, 2003). O processo completo pode ser observado na Figura 17, onde antes de passar pelo conversor A/D, o sinal analógico de entrada passa por um filtro analógico, de modo atenuar as componentes de frequência mais alta do sinal, com o intuito de evitar o surgimento do efeito de *aliasing*, que pode ocorrer se não for respeitado o teorema de Nyquist, apresentado anteriormente. Depois de filtrado e convertido, o sinal passa pelo processamento digital, onde os filtros digitais podem ser implementados. Por fim, o sinal passa pela conversão D/A, para depois atravessar mais um filtro analógico, dessa vez um filtro de reconstrução, também atenuando altas frequências (SMITH, 2003).

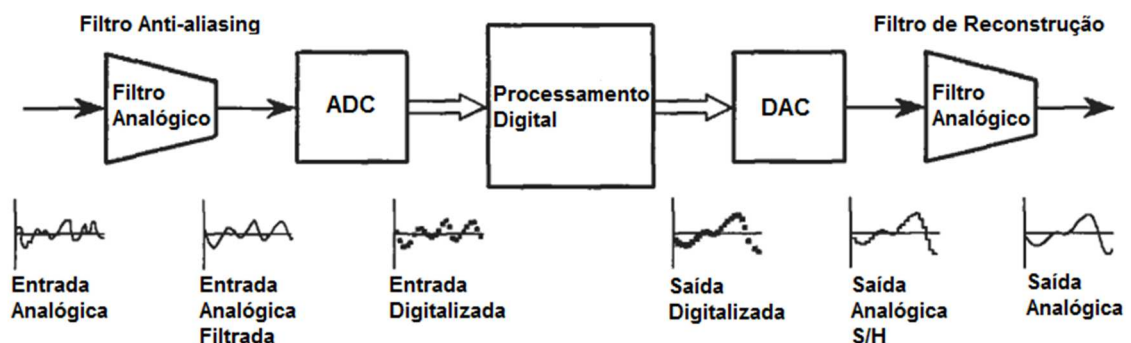


Figura 17 - Etapas de um sistema de processamento digital de sinais envolvendo filtros digitais e analógicos.

Fonte: Adaptado de Smith (2003).

De acordo com Volpato (2005), são várias as vantagens dos filtros digitais em relação aos analógicos, como a maior facilidade de projeto, teste, modificação e implementação, uma vez que todos esses processos são realizados através de software. Enquanto os filtros analógicos são mais baratos, rápidos e possuem uma grande faixa dinâmica de amplitude e frequência, os filtros digitais são muito superiores em relação ao desempenho, além de não sofrerem as variações às quais estão sujeitos os filtros analógicos, devido a alterações na temperatura e no comportamento dos componentes do circuito (SMITH, 2003).

### 2.3.5. Filtros FIR e IIR

Uma das maneiras de implementar um filtro digital é através da convolução do sinal de entrada pela resposta ao impulso do filtro. Esse método caracteriza os chamados Filtros FIR (*Finite Impulse Response*) (SMITH, 2003). Além da convolução, os filtros digitais também podem ser implementados através do método da recursão, que nada mais é do que uma extensão do método anterior, de modo que agora, no lugar de usar apenas valores de entrada para calcular a saída, são utilizados também valores previamente calculados da saída do filtro. Os filtros recursivos são também chamados de Filtros IIR (*Infinite Impulse Response*) (VOLPATO, 2005).

Os filtros FIR são caracterizados por serem simples de dimensionar, possuírem uma grande estabilidade e fornecerem pouca distorção de fase. Entretanto, em comparação com Filtros IIR de desempenho semelhante, normalmente possuem ordem muito maior, aumentando a quantidade de memória exigida durante o processamento, fator esse que influencia diretamente na escolha do tipo de filtro para o processamento digital de um sinal (TEXAS, 2006).

Assim, filtros IIR que apresentam características mais estáveis, como os LWDF (*Lattice Wave Digital Filters*), representam uma escolha atrativa para o processamento digital de sinais. Os filtros LWDF, originalmente propostos por Alfred Fettweis em 1971, apresentam excelente estabilidade, mesmo diante de condições de operação não-lineares, possuem coeficientes com uma excelente faixa dinâmica, são livres de condições de *overflow* e *round-off*, além de serem dimensionados apenas com um conjunto de equações e iterações bastante simples (TEXAS, 2006).



### 2.3.6. Lattice Wave Digital Filters

O filtro LWDF é constituído por uma série de seções passa-tudo de primeira e/ou segunda ordem. Essas seções são formadas por elementos de atraso e são chamadas de adaptadores, possuindo duas entradas e duas saídas. Dentro de cada adaptador há um multiplicador e três somadores. Os multiplicadores são os coeficientes *gamma* ( $\gamma$ ), que caracterizam o LWDF, e variam de -1 a 1. O diagrama que representa o funcionamento do filtro é apresentado na Figura 18, que pode ser utilizado para a implementação tanto de filtros passa-baixa quanto de filtros passa-alta (TEXAS, 2006).

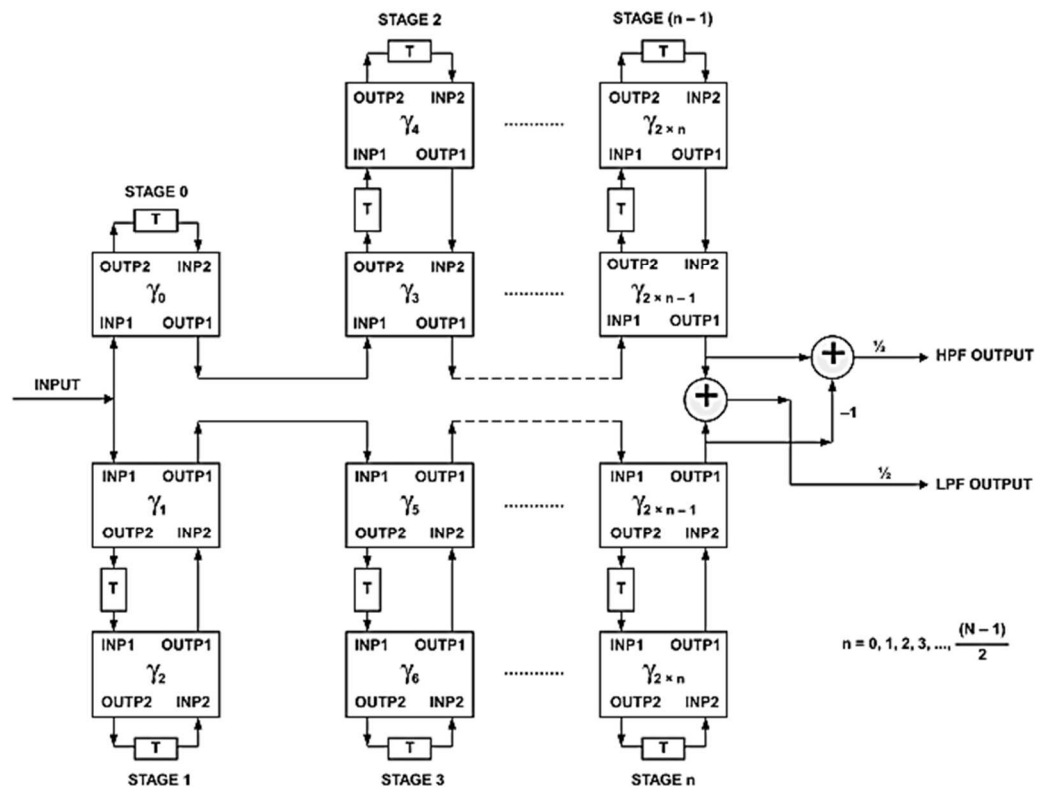


Figura 18 - Diagrama de fluxo de um LWDF.

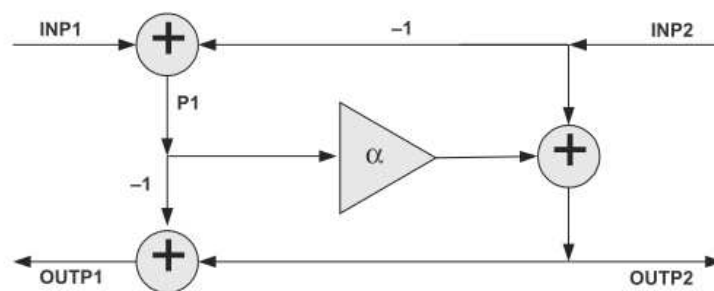
Fonte: Texas (2006).

Nesse diagrama, podemos observar que, para filtros LWDF passa-alta e passa-baixa, a ordem  $N$  desses filtros deve ser sempre ímpar, de modo que para qualquer filtro de ordem  $N$ , existem  $(N - 1)/2$  estágios e no máximo  $N$  adaptadores. A ordem  $N$  e o coeficiente  $\gamma$  para cada um dos adaptadores variam de acordo com as especificações do filtro a ser implementado (TEXAS, 2006). Além disso, cada um dos

adaptadores pode assumir quatro diferentes estruturas, de acordo com a margem de valor do coeficiente  $\gamma$ , de modo que:

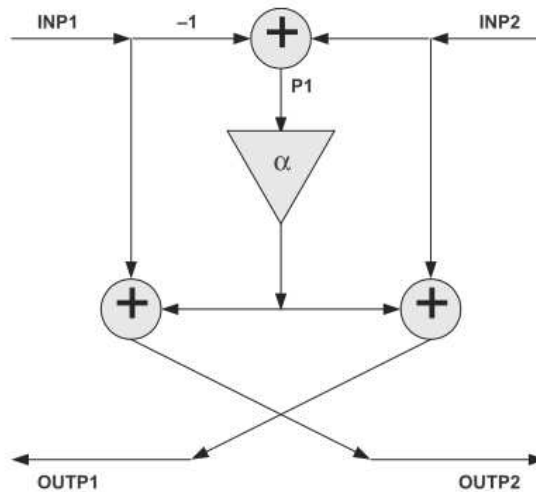
- Estrutura Tipo 1:  $0,5 < \gamma < 1$ ,  $\alpha = 1 - \gamma$ ;
- Estrutura Tipo 2:  $0 < \gamma \leq 0,5$ ,  $\alpha = \gamma$ ;
- Estrutura Tipo 3:  $-0,5 \leq \gamma < 0$ ,  $\alpha = |\gamma|$ ;
- Estrutura Tipo 4:  $-1 < \gamma < -0,5$ ,  $\alpha = 1 + \gamma$ .

As Figuras 19, 20, 21 e 22, apresentam as quatro diferentes estruturas mencionadas, respectivamente.



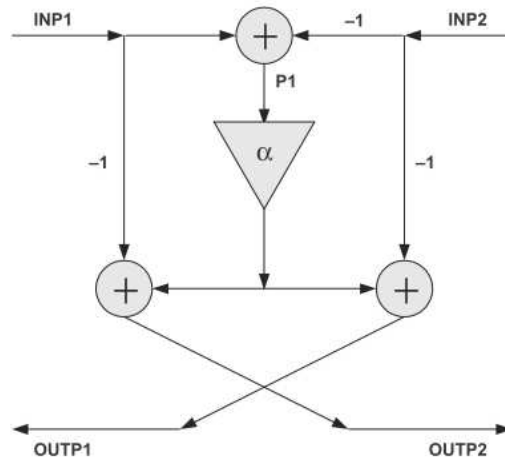
**Figura 19 - Estrutura Tipo 1.**

Fonte: Texas (2006).



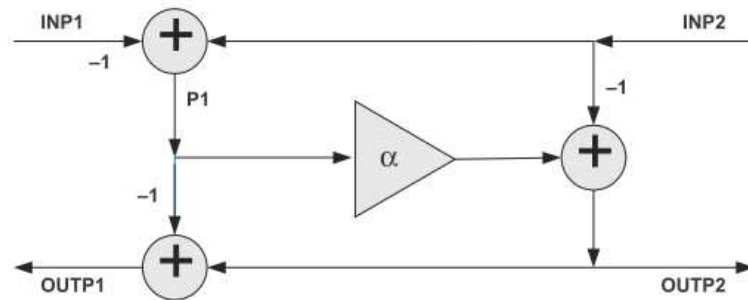
**Figura 20 - Estrutura Tipo 2.**

Fonte: Texas (2006).



**Figura 21 - Estrutura Tipo 3.**

Fonte: Texas (2006).



**Figura 22 - Estrutura Tipo 4.**

Fonte: Texas (2006).

Para cada uma das quatro estruturas o coeficiente  $\gamma$  sofre uma transformação diferente de modo a assumir um valor representado pelo coeficiente  $\alpha$ , que pode variar de 0 a 0,5 (TEXAS, 2006).

Quando a implementação de um filtro passa-faixa ou rejeita-faixa é necessária, podem ser utilizadas duas estruturas do filtro LWDF em cascata, conforme apresentado na Figura 23, de modo que um dos filtros seja um passa-alta e o outro um passa-baixa, de acordo com o desempenho desejado (TEXAS, 2006).

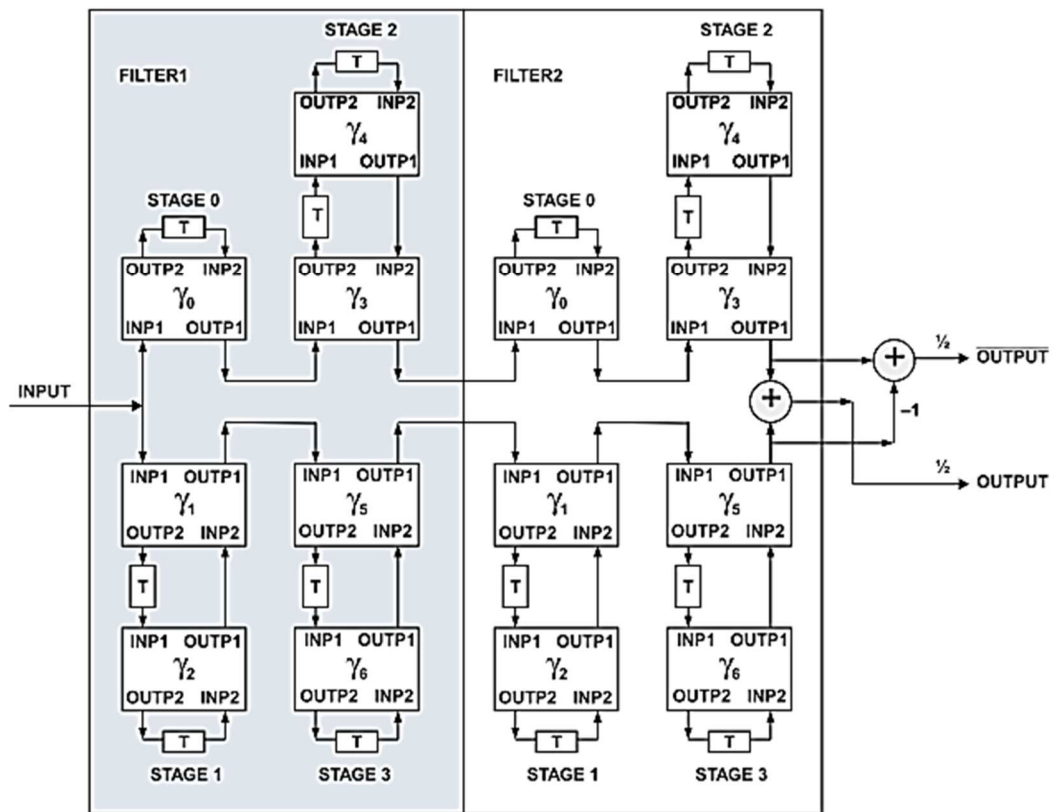


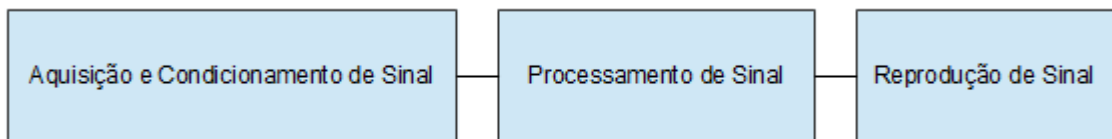
Figura 23 - Filtros LWDF configurados em cascata para implementação de filtros passa-faixa ou rejeita-faixa.

Fonte: Texas (2006).

Dessa forma, através de filtros LWDF, que possuem uma característica bastante estável, e são de fácil implementação, os principais tipos de filtros digitais existentes podem ser implementados para aplicação em um sistema de processamento digital de sinais.

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

Para o início do desenvolvimento do trabalho, inicialmente é importante a compreensão do funcionamento do protótipo como um todo. Para tal, pode ser realizada uma análise da Figura 24, que apresenta um fluxograma das etapas de funcionamento do protótipo. Nela, pode-se observar que o estetoscópio digital proposto será composto por três módulos básicos, de aquisição, de processamento e de reprodução do sinal corporal.



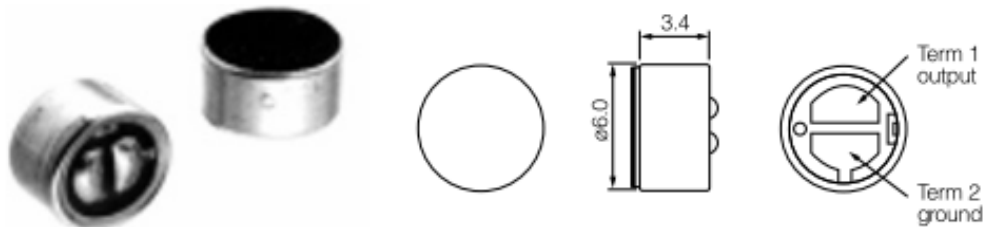
**Figura 24 - Etapas de funcionamento do estetoscópio digital.**

**Fonte: Autoria Própria.**

Cada uma dessas etapas é formada por diferentes processos e operações, que compõem o funcionamento geral do estetoscópio digital. Na etapa de aquisição e condicionamento de sinal, o sinal corporal é captado através de um microfone de eletreto acoplado a um estetoscópio tradicional, e enviado a um circuito de condicionamento composto por um pré-amplificador e um filtro anti-aliasing. Depois disso, na etapa de processamento, o sinal é enviado a um conversor A/D, para então ser enviado a um microcontrolador. No microcontrolador, o sinal passa por um processamento digital, que realiza a filtragem do sinal corporal de acordo com o tipo de sinal a ser analisado. Ainda na etapa de processamento, ao sair do microcontrolador, o sinal passa por um conversor D/A, para só então ser enviado à última etapa do processo, a de reprodução do sinal, que consiste em um filtro passa-baixas e um amplificador de áudio, que permite que o sinal, devidamente tratado, filtrado e processado, seja reproduzido em fones de ouvido.

### 3.1. AQUISIÇÃO E CONDICIONAMENTO DE SINAL

Como já mencionado, o módulo de aquisição e condicionamento de sinal consiste na etapa onde o sinal irá ser captado e tratado, para então ser processado, de modo a realizar a filtragem digital proposta pelo protótipo. Para a aquisição de sinal, foi escolhido o microfone de eletreto WM-61A, da Panasonic, que proporciona uma característica de alta sensibilidade, opera numa faixa de frequências que varia de 20 a 20000 Hz, compatível com a aplicação desejada, além de possuir baixo custo (PANASONIC, 2011). Na Figura 25 é possível observar o tipo de microfone escolhido, juntamente com suas dimensões e a descrição de seus dois terminais.



**Figura 25 - Microfone de eletreto WM-61A.**

**Fonte: Panasonic (2011).**

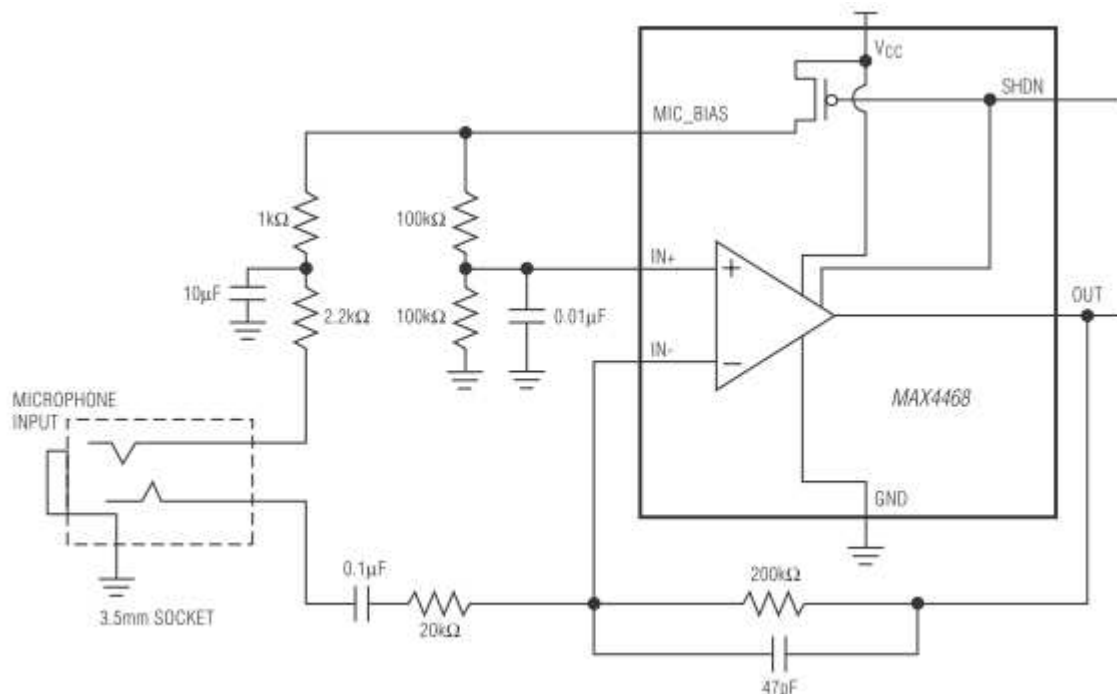
Esse microfone foi acoplado a um estetoscópio convencional, dentro da cápsula que compõe a campânula e o diafragma, e que consiste no transdutor que entra em contato direto com o corpo do paciente, para que ocorra a aquisição do som corporal. Essa construção pode ser observada na Figura 26.



**Figura 26 - Microfone de eletreto acoplado a um estetoscópio convencional.**

**Fonte: Autoria Própria.**

O condicionamento do sinal proveniente do microfone, necessário para que o mesmo sofra então o processo de conversão A/D, consiste na sua amplificação e sua filtragem. Para o processo de amplificação, foi escolhido o pré-amplificador MAX4468, da Maxim Integrated Products, específico para aplicação como pré-amplificador para microfones, e que proporciona uma opção de baixo custo e baixo consumo de energia (MAXIM, 2012). Para a sua implementação, foi utilizado o circuito apresentado no próprio datasheet do componente, específico para aplicações com microfones, respeitando os valores dos resistores e capacitores sugeridos. A Figura 27 apresenta esse circuito.

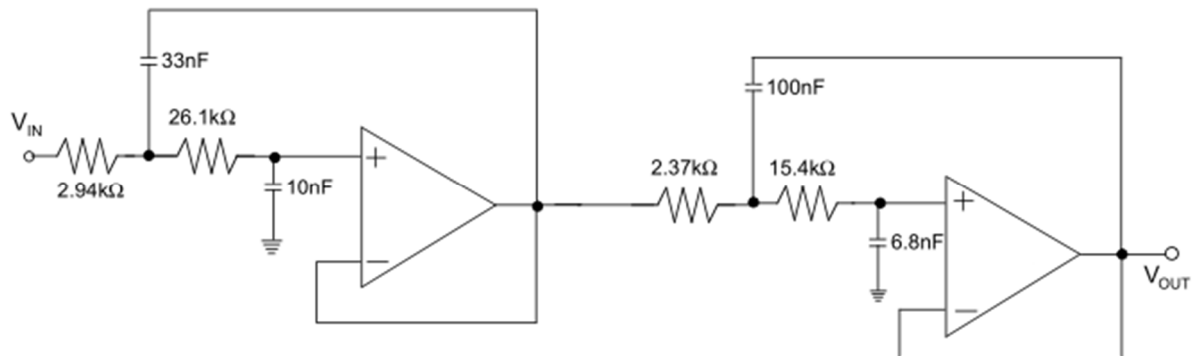


**Figura 27 - Circuito utilizado para implementação do pré-amplificador.**

**Fonte: Maxim (2012).**

Uma vez realizada a amplificação do sinal, se faz necessária uma filtragem do mesmo, a fim de respeitar o Teorema de Nyquist, que diz que, para que o processo de amostragem de um sinal seja adequado, o mesmo não deve apresentar componentes de frequências maiores do que a metade da frequência de amostragem, evitando assim que o sinal sofra o processo de aliasing, configurando o filtro a ser implementado como um filtro anti-aliasing. Para o dimensionamento desse filtro, Baker (2002) fornece diversos exemplos, de modo que, considerando que as frequências a serem analisadas não devem ser maiores do que 1 kHz, esse foi o valor estipulado

como frequência de corte do filtro, atenuando todas as frequências acima desse valor. A Figura 28 apresenta o filtro Butterworth de 4ª ordem proposto por Baker (2002), e que foi escolhido para ser implementado no protótipo, realizando-se apenas algumas alterações nos valores sugeridos dos componentes, de modo a utilizar valores comerciais.



**Figura 28 – Filtro passa-baixa com frequência de corte de 1 kHz, implementado como filtro anti-aliasing.**

**Fonte: Baker (2002).**

Para a implementação dos amplificadores operacionais presentes no filtro apresentado na Figura 28, foi escolhido o dispositivo TLV274, e como aproximação dos valores sugeridos para os resistores, foram escolhidos três resistores de 1 kΩ em série para substituir o de 2,94 kΩ, um resistor de 27 kΩ para substituir o de 26,1 kΩ, um resistor de 2,2 kΩ para substituir o de 2,37 kΩ, e um resistor de 15 kΩ para substituir o de 15,4 kΩ. Como os capacitores sugeridos já apresentam valores comerciais, não foi necessário se fazer uma aproximação de valores. Com isso, a implementação dos circuitos de aquisição e condicionamento de sinal foi concluída.

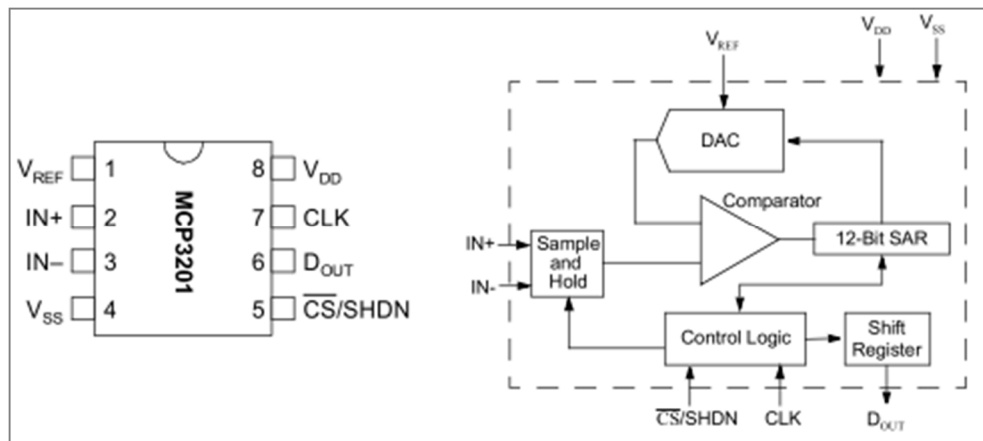
### 3.2. PROCESSAMENTO DE SINAL

Depois de amplificado e filtrado, o sinal passa então pela etapa de processamento de sinal. Nela, ele é primeiramente enviado a um conversor analógico para digital (A/D), que o converte em um sinal digital, pronto para então ser enviado a um microcontrolador, onde ocorre o processamento digital do mesmo. Este processamento é composto por uma filtragem digital do sinal, realizada selecionando



a faixa de frequência que deve ser reproduzida de acordo com o tipo de sinal analisado, e atenuando as outras componentes de frequência. Uma vez realizado esse processamento digital, o sinal passa então por um conversor digital para analógico (D/A), sendo convertido novamente para um valor analógico para então passar pela etapa de reprodução.

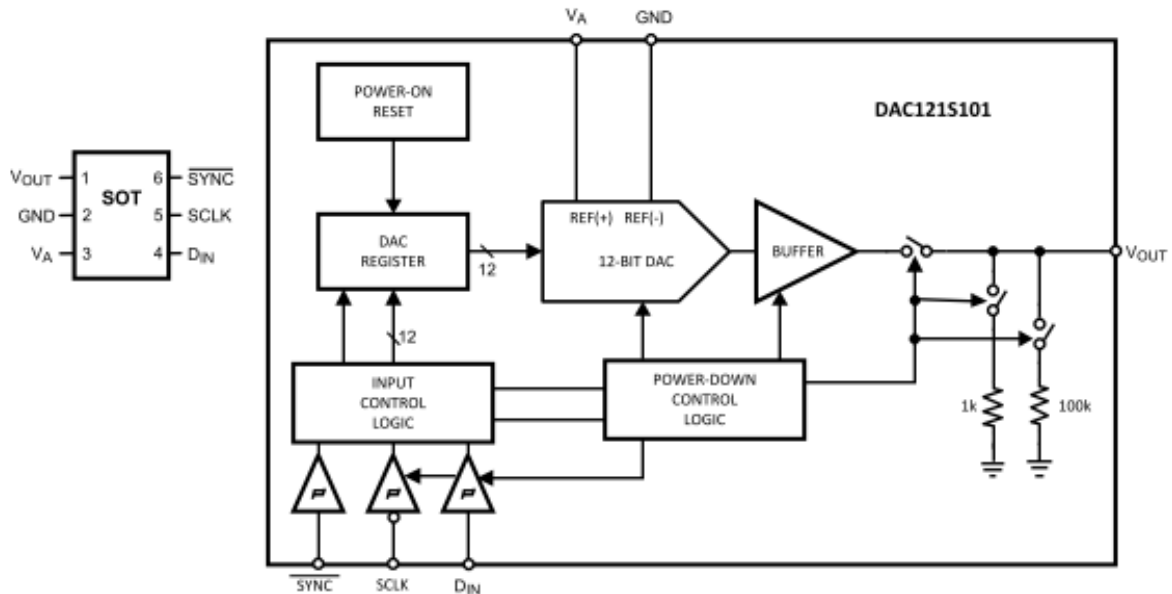
Para a realização da conversão analógico para digital foi escolhido o conversor A/D MCP3201 da Microchip, com 12 bits de resolução, e que possui interface serial SPI™ para comunicação com outros dispositivos (MICROCHIP, 2001). Na Figura 29 é apresentada a descrição das portas do conversor, bem como o diagrama em blocos que representa o seu funcionamento, onde se pode observar que é empregado um conversor A/D por aproximações sucessivas.



**Figura 29 - Portas e diagrama em blocos do funcionamento do conversor A/D MCP3201.**

**Fonte: Microchip (2001).**

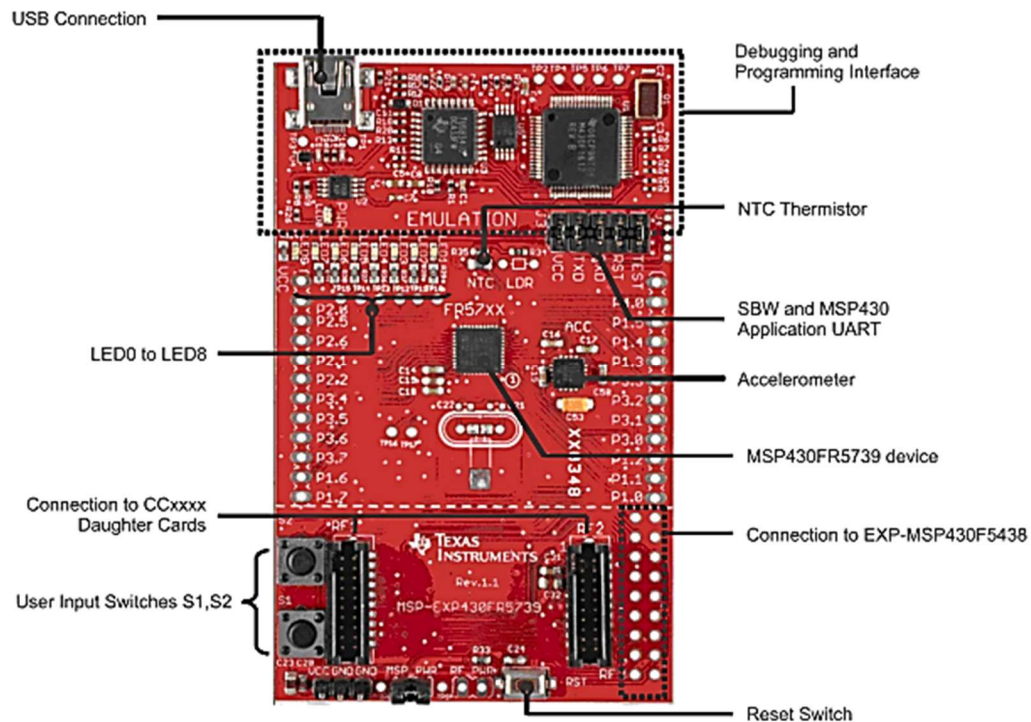
Já para a conversão digital para analógico o dispositivo escolhido foi o conversor D/A DAC121S101 da Texas Instruments, também de 12 bits e com interface serial SPI™ (TEXAS, 2013). A representação das portas do componente, bem como o diagrama em blocos que representa o seu funcionamento, são apresentados na Figura 30.



**Figura 30 - Portas e diagrama em blocos do funcionamento do conversor D/A DAC121S101. Fonte: Texas (2013).**

Para a implementação do processamento digital do sinal, que deve realizar a filtragem do mesmo, de acordo com o tipo de sinal a ser analisado, o microcontrolador escolhido foi o MSP430FR5739 da Texas Instruments, um microcontrolador de 16 bits de alto desempenho, com memória FRAM, equipado com vários periféricos, incluído três canais de comunicação serial, multiplicador por hardware e cinco contadores de 16 bits (TEXAS, 2012). Devido a essas características, suporta um grande leque de aplicações, tornando-se atraente para o protótipo proposto, além de também apresentar um baixo custo e baixo consumo de energia. A Figura 31 apresenta o kit do microcontrolador utilizado, com a descrição de seus principais componentes, que fornece a interface de programação e depuração, além de apresentar oito leds e duas teclas do tipo “push bottom”.

Para a programação do microcontrolador, foi utilizada a ferramenta de desenvolvimento Code Composer, fornecida pela própria Texas Instruments, e que, devido a simplicidade de uso, se mostra satisfatória para a implementação das funções desejadas para o protótipo.



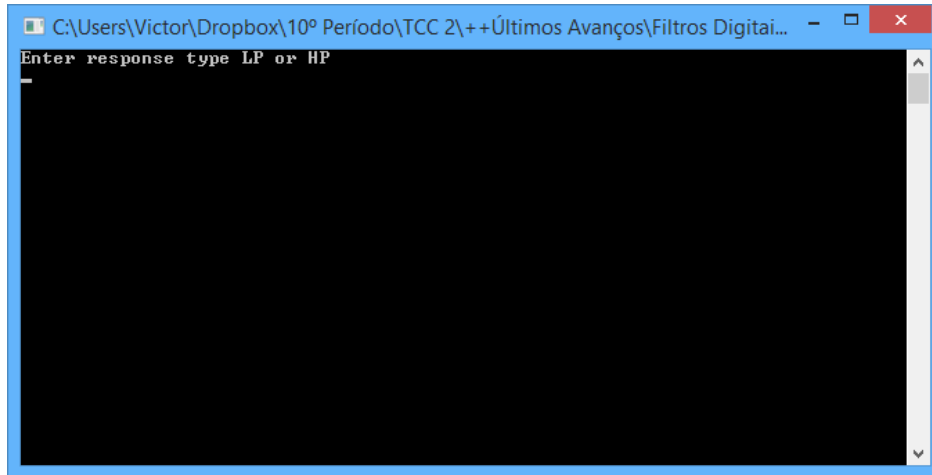
**Figura 31 - Kit de desenvolvimento do microcontrolador MSP430FR5739.**

**Fonte: Texas (2012).**

Para a programação e configuração do microcontrolador, o clock do mesmo foi ajustado em sua frequência máxima, 24 MHz, de maneira que o processamento dos sinais ocorra com maior rapidez. Para comunicação e controle dos dois conversores, a interface serial SPI foi configurada de modo a fornecer um clock de 1 MHz aos dispositivos, e um timer foi configurado para que as amostras fossem colhidas no conversor A/D e, depois de processadas, enviadas ao conversor D/A, a uma frequência de 10 kHz, a partir de um sinal de enable enviado aos mesmos. Também foram configuradas os pinos de entrada e saída do microcontrolador, e foi implementada uma lógica que permite realizar o ajuste do volume do som de saída, controlado no módulo de reprodução do sinal, e a seleção do tipo de sinal a ser analisado, através das teclas do tipo “push bottom” fornecidas pelo kit.

Para a programação dos filtros digitais, foram escolhidos os filtros LWDF, devido a sua característica de estabilidade e de fácil implementação. Para o desenvolvimento da lógica de filtragem digital, foi utilizada a ferramenta `wdf_coeff.exe`, disponibilizada pela Texas Instruments, e que, com base nos parâmetros do filtro, fornece a ordem  $N$  desse filtro, seus coeficientes *gamma* ( $\gamma$ ), e o tipo de estrutura de cada adaptador, além de fornecer os coeficiente  $\alpha$  em formato binário e CSD, que

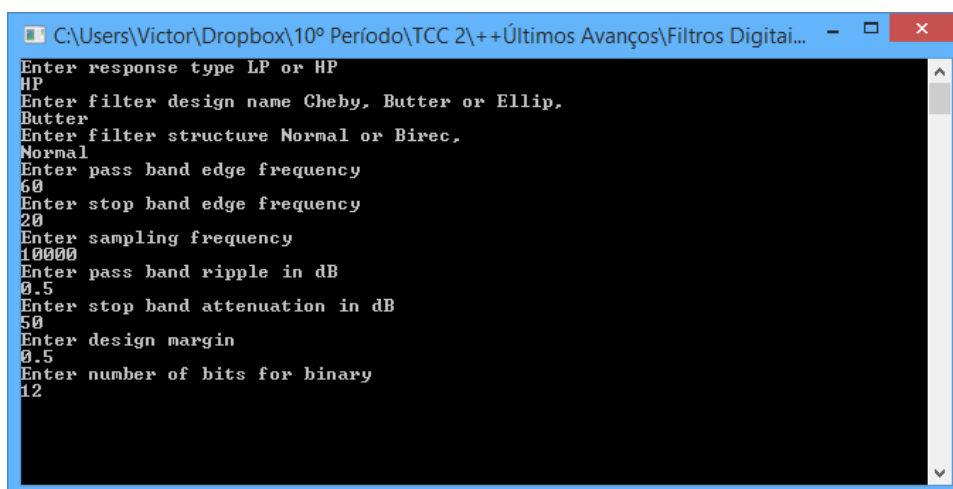
acabam por facilitar a programação do filtro. Na Figura 32 é apresentada a tela inicial da ferramenta, onde são inseridos os parâmetros dos filtros desejados.



**Figura 32 - Tela Inicial da Ferramenta wdf\_coeff.exe, mostrando a seleção do tipo de filtro.**

Fonte: Autoria própria.

Para a utilização da ferramenta, os parâmetros do filtro a serem informados são, em ordem, o tipo do filtro em relação à função executada, passa-alta ou passa-baixa, e à função-resposta utilizada, Chebyshev, Butterworth ou Elíptico, a estrutura do filtro, Normal ou Bireciprocal, a frequência *pass band* limite, a frequência *stop band* limite, a frequência de amostragem, o *ripple* em dB, a atenuação em dB, a margem do design e o número de bits da representação binária. Na Figura 33 pode-se observar o modo como os parâmetros do filtro são inseridos na ferramenta.



**Figura 33 - Tela da Ferramenta wdf\_coeff.exe, com os parâmetros do filtro sendo inseridos.**

Fonte: Autoria própria.

Dessa forma, para definição dos parâmetros dos filtros a serem desenvolvidos, primeiramente definiu-se a faixa de frequência que em cada filtro deveria operar, com base na literatura apresentada na Seção 2.1. A Tabela 1 apresenta as faixas de frequência de interesse para a ausculta corporal para cada tipo de órgão a ser analisado.

Tabela 1 - Faixas de frequência para cada órgão.

Órgão	Faixa de Frequência
Coração	60 - 400Hz
Pulmão	240 - 1000Hz
Intestino	100 - 1000Hz

Uma vez definidas as faixas de frequência, foram definidos os outros parâmetros de cada filtro. Como tipo de filtro em relação à função-resposta utilizada, foi escolhido o filtro Butterworth, pelo mesmo apresentar uma resposta mais estável, sem *ripples*, como estrutura do filtro foi escolhida a estrutura Normal, a frequência de amostragem foi definida como 10 kHz, e nos parâmetros restantes foram adotados valores padrão, conforme apresentado em exemplos fornecidos pela Texas Instruments. Deve-se ressaltar também que, por se tratarem de filtros passa-faixa, para cada filtro foram dimensionados dois filtros, um passa-alta e outro passa-baixa, que em cascata atuam como um filtro passa-faixa. A Tabela 2 apresenta todos os parâmetros escolhidos para os filtros desenvolvidos.

Tabela 2 - Parâmetros definidos para cada um dos filtros, onde Fpb: Frequência pass band, Fsb: Frequência stop band, Fs: Frequência de amostragem, R: Ripple, A: Atenuação, Md: margem do design e B: número de bits.

Órgão	Tipo	Função-resposta	Estrutura	Fpb	Fsb	Fs	R	A	Md	B
Coração	HP	Butterworth	Normal	110	70	1600	0,5	50	0,5	16
	LP	Butterworth	Normal	350	500	1600	0,5	50	0,5	16
Pulmão	HP	Butterworth	Normal	320	240	2560	0,5	50	0,5	16
Intestino	HP	Butterworth	Normal	180	100	2560	0,5	50	0,5	16

Uma vez definidos todos os parâmetros, a ferramenta `wdt_coeff.exe` retorna os coeficientes e demais informações em arquivo no formato `.dat`, e que pode ser acessado através do bloco de notas, como mostra a Figura 34.

```

Coeff - Bloco de notas
Arquivo  Editar  Formatar  Exibir  Ajuda
The details of the HPF are
The Filter is Butterworth
The order of the Filter is
7.000000
The coefficients of the Filter are
gamma0= 0.984503149986267
gamma1= -0.972249805927277
gamma2= 0.999878048896790
gamma3= -0.980713844299316
gamma4= 0.999878048896790
gamma5= -0.993073880672455
gamma6= 0.999878048896790
The structure type of each adaptor are
Adaptor 0      Type 1
Adaptor 1      Type 4
Adaptor 2      Type 1
Adaptor 3      Type 4
Adaptor 4      Type 1
Adaptor 5      Type 4
Adaptor 6      Type 1

```

**Figura 34 - Coeficientes e estruturas fornecidas pela ferramenta wdf\_coeff.exe.**

**Fonte: Autoria própria.**

Com as informações fornecidas pela ferramenta, torna-se mais fácil o desenvolvimento do código dos filtros digitais. Na busca por um processamento mais rápido de cada amostra do sinal de entrada, a linguagem de programação escolhida para o desenvolvimento dos filtros foi a Assembly. Dessa forma, no código principal, que encontra-se no Apêndice A, são realizadas as rotinas de inicialização, configuração dos clock, periféricos e portas, e configuração da comunicação com os conversores A/D e D/A, de modo que, ao adquirir uma amostra proveniente do conversor A/D, é chamada uma rotina que identifica qual o tipo de filtro selecionado pelas teclas de seleção do próprio microcontrolador, e então é chamada uma função externa, onde de fato é implementado o filtro, podendo ser ele do coração, pulmão ou do intestino. Essas três funções externas, implementadas em Assembly, consistem apenas na configuração das entradas e saídas das estruturas, conforme apresentado na seção 2.3, levando-se em conta os coeficientes obtidos através da ferramenta wdf\_coeff.exe.

O código principal desenvolvido, devidamente comentado, encontra-se no Apêndice A, enquanto as funções externas de cada filtro são apresentadas de maneira simplificada no Apêndice B.

### 3.3. REPRODUÇÃO DE SINAL

Depois de passar pelo processamento digital de sinais, realizado pelo microcontrolador, e ser enviado ao conversor D/A, retomando um formato analógico, o sinal passa pela última etapa do processo realizado pelo protótipo desenvolvido, o de reprodução de sinal. Esta etapa consiste apenas na filtragem do sinal, através de um filtro passa-baixas, e na sua amplificação, para o sinal ser então reproduzido em fones de ouvido.

Para a filtragem do sinal, o filtro passa-baixas escolhido é exatamente igual ao já implementado como filtro anti-aliasing, apresentado na Figura 28, uma vez que deve possuir a mesma frequência de corte, de 1 kHz, atenuando as componentes de frequência acima desse valor. Já para a amplificação do sinal, o componente escolhido foi o amplificador de áudio de dois canais LM4811, da Texas Instruments, que fornece controle digital de volume, permitindo ajustar o ganho do amplificador entre +12dB a -33dB (TEXAS, 2013). A representação de seu circuito interno e de suas portas é apresentada na Figura 35.

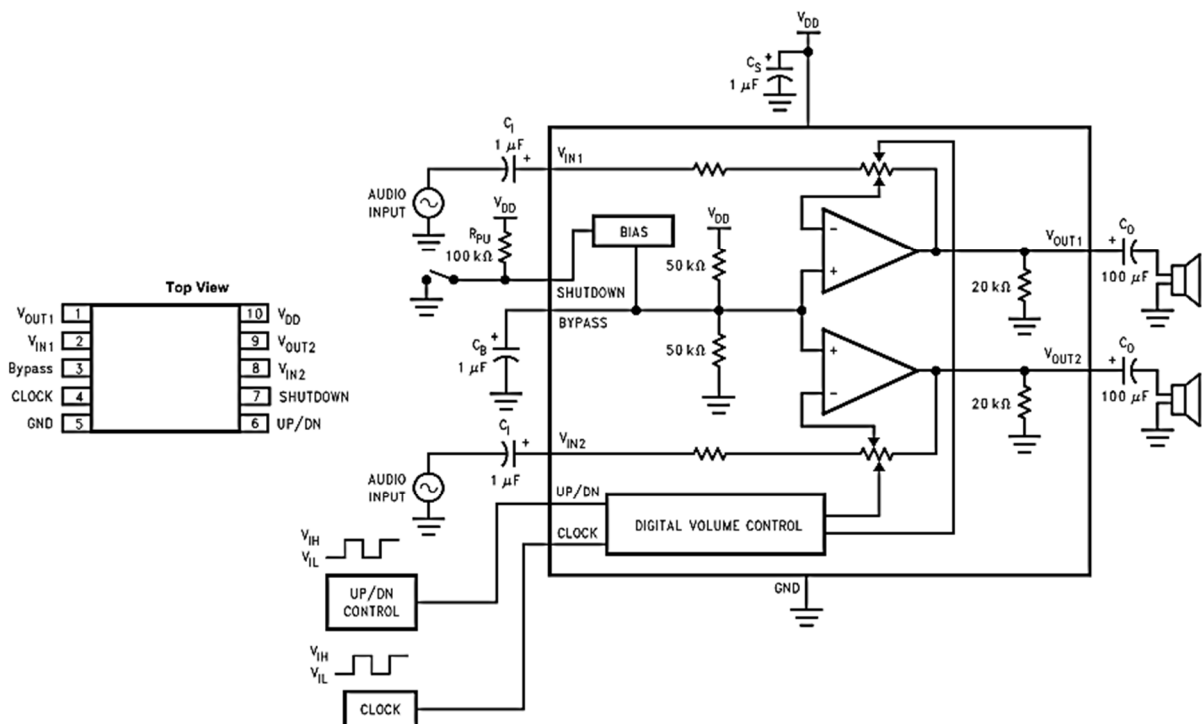


Figura 35 - Portas e circuito do amplificador de áudio LM4811.

Fonte: Texas (2013).

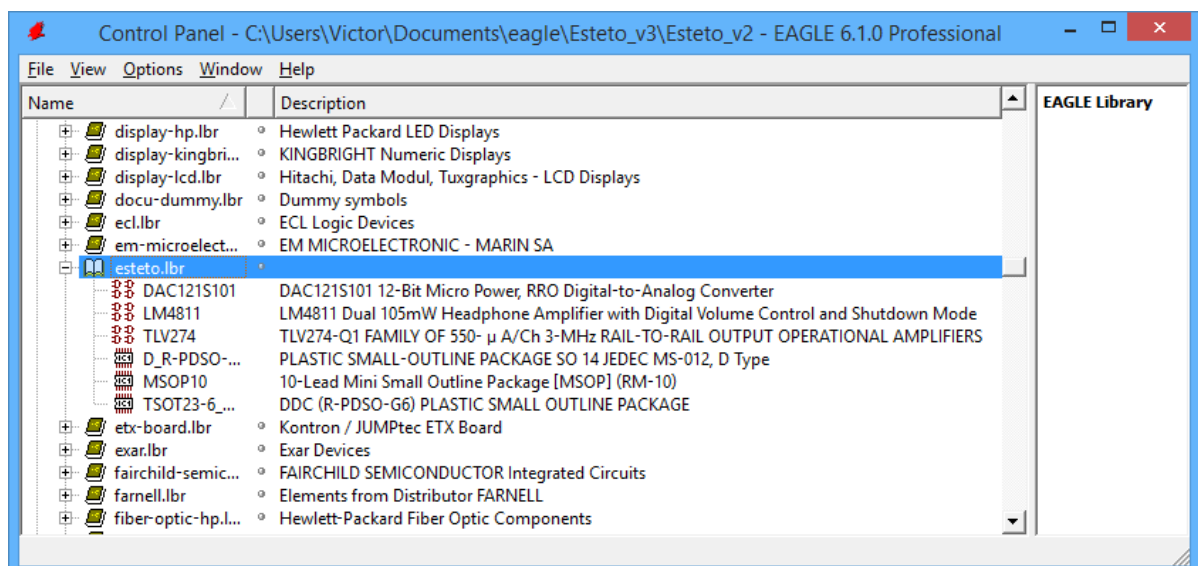
Para a implementação do circuito do amplificador de áudio, foram respeitados os valores dos capacitores e do resistor externo propostos. Dessa maneira, concluiu-se o desenvolvimento inicial do protótipo, implementadas todas as três etapas de funcionamento do mesmo.

### 3.4. CIRCUITO IMPRESSO

Uma vez finalizado o protótipo, ainda na protoboard, iniciaram-se os testes, que de imediato constataram a presença de uma grande quantidade de ruídos e interferências no circuito. Essa condição evidenciou a necessidade da confecção de uma PCI para abrigar o circuito desenvolvido, no intuito da diminuição desses ruídos.

Para a elaboração da placa, foi utilizado o software EAGLE, desenvolvido pela empresa CadSoft Computer, e disponibilizado pela universidade. Esta ferramenta permite o desenvolvimento de placas de circuito impresso de boa qualidade, e possui uma interface de fácil compreensão.

O primeiro passo tomado foi a criação dos componentes utilizados no circuito e sua inserção numa biblioteca específica, conforme mostra a Figura 36.

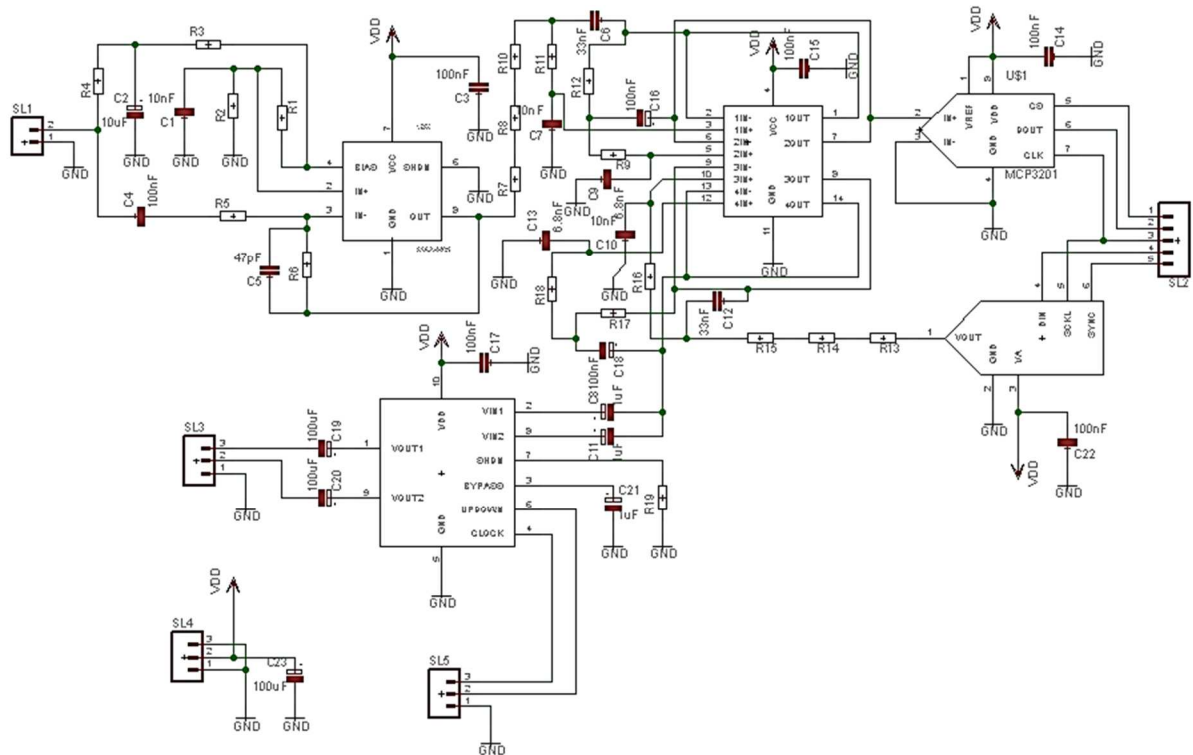


**Figura 36 - Tela do software Eagle, com a biblioteca criada esteto.lbr em destaque, que contém os componentes utilizados no circuito desenvolvido.**

**Fonte: Autoria própria.**



Uma vez criados todos os componentes necessários, o passo seguinte foi o de elaborar o esquemático do circuito, com os circuitos de aquisição e condicionamento, de processamento e de reprodução de sinal, conforme apresentado anteriormente, devidamente conectados entre si. O esquemático resultante é apresentado na Figura 37.



**Figura 37 - Esquemático do circuito do estetoscópio, desenvolvido no Software Eagle.  
Fonte: Autoria própria.**

Posteriormente foi desenvolvido o layout da PCB, buscando obter uma placa de pequenas dimensões. O layout obtido é apresentado na Figura 38, apenas com suas trilhas representadas, e também na Figura 39, incluindo-se então todos os componentes do circuito. Vale ressaltar também que, em ambas as figuras, estão presentes duas ligações representadas por trilhas mais finas e amareladas, que representam cada uma um jumper, que viria a ser implementado na placa.

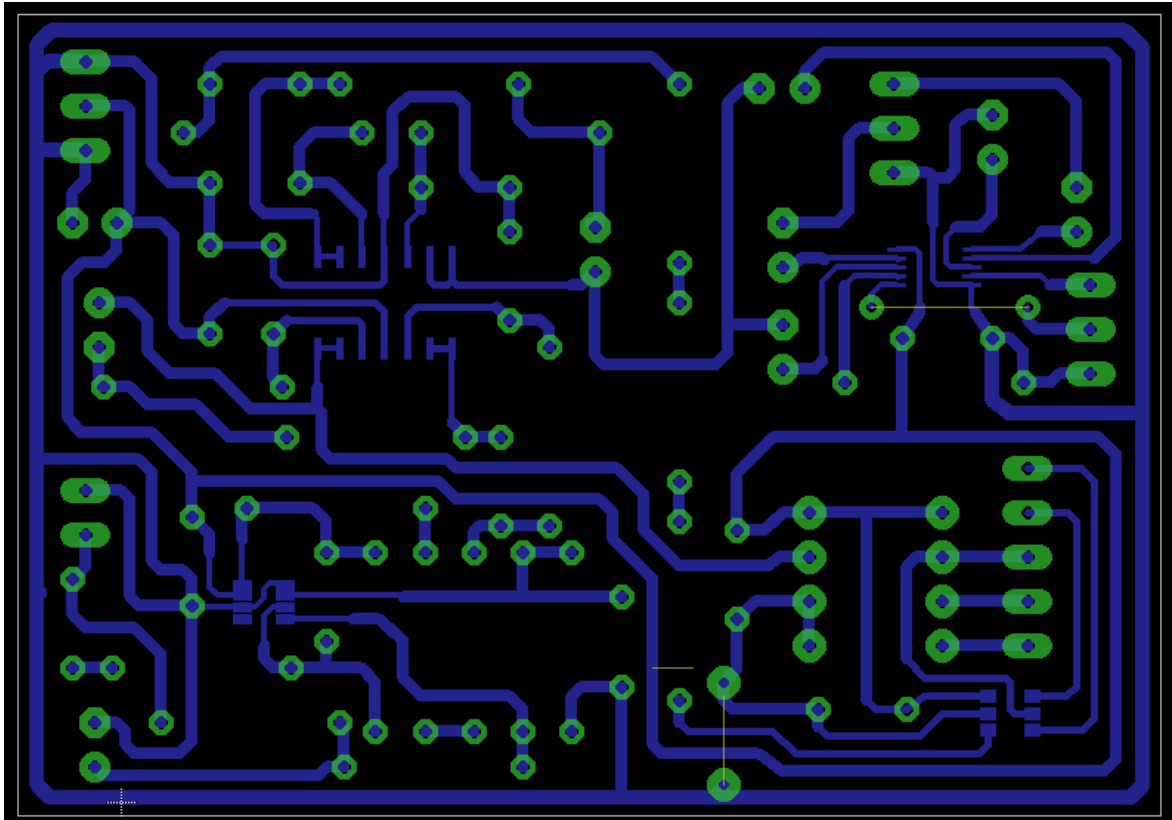


Figura 38 - Layout da PCI desenvolvida, apresentando somente as trilhas do circuito.

Fonte: Autoria própria.

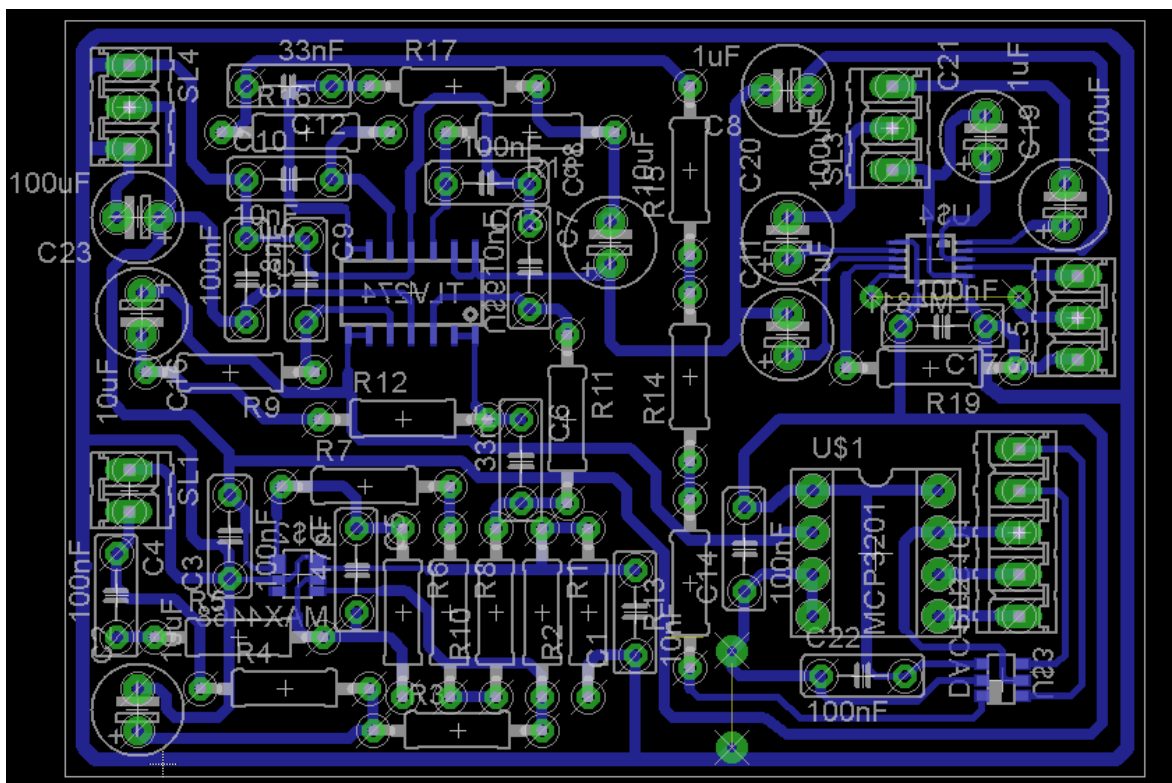


Figura 39 - Layout da PCI desenvolvida, com todos os componentes apresentados.

Fonte: Autoria própria.

## 4. RESULTADOS

### 4.1. IMPLEMENTAÇÃO EM PROTOBOARD

Para a apresentação e análise dos resultados encontrados, primeiramente deve-se levar em conta que o protótipo foi implementado de duas maneiras distintas. Primeiramente houve a implementação em protoboard, e posteriormente em circuito impresso. Vale lembrar que foram os resultados obtidos na primeira implementação que evidenciaram a necessidade da segunda.

Seguindo a ordem apresentada no Capítulo 3, a primeira montagem obtida na implementação em protoboard foi a dos circuitos de aquisição e condicionamento do sinal, apresentados na Figura 40.

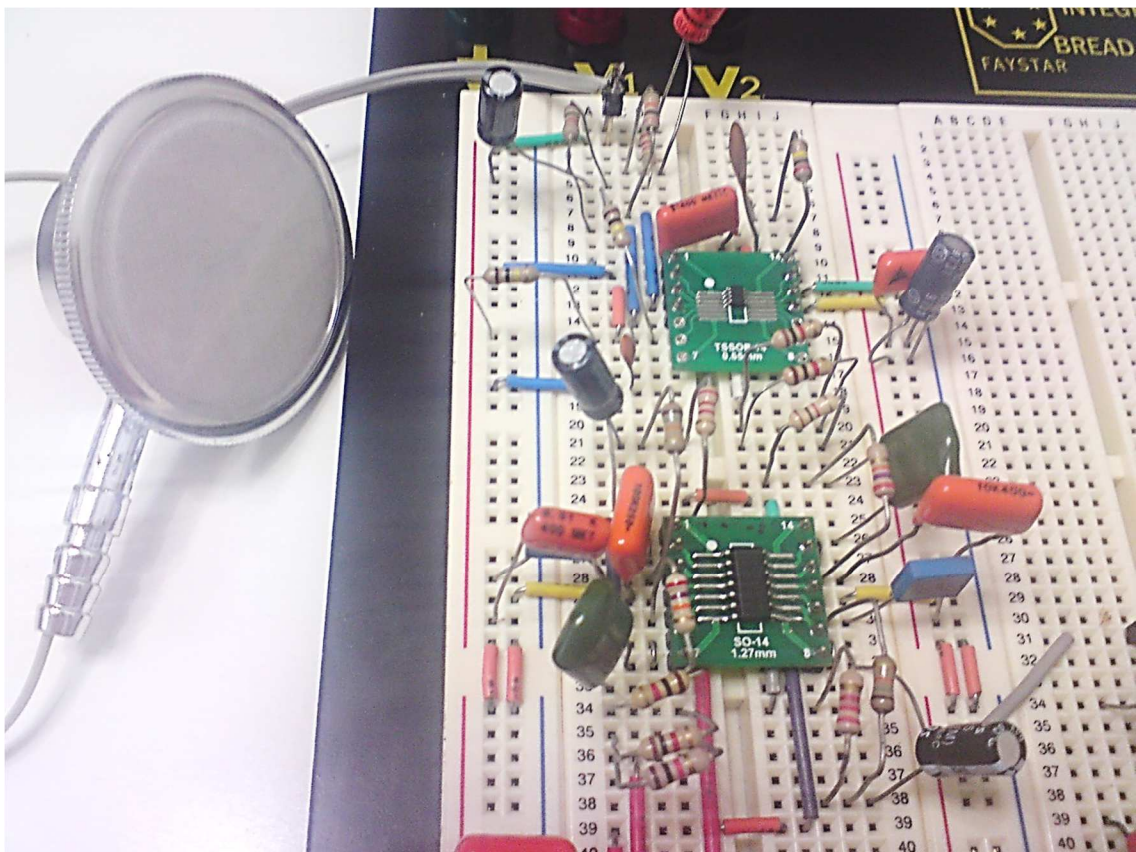
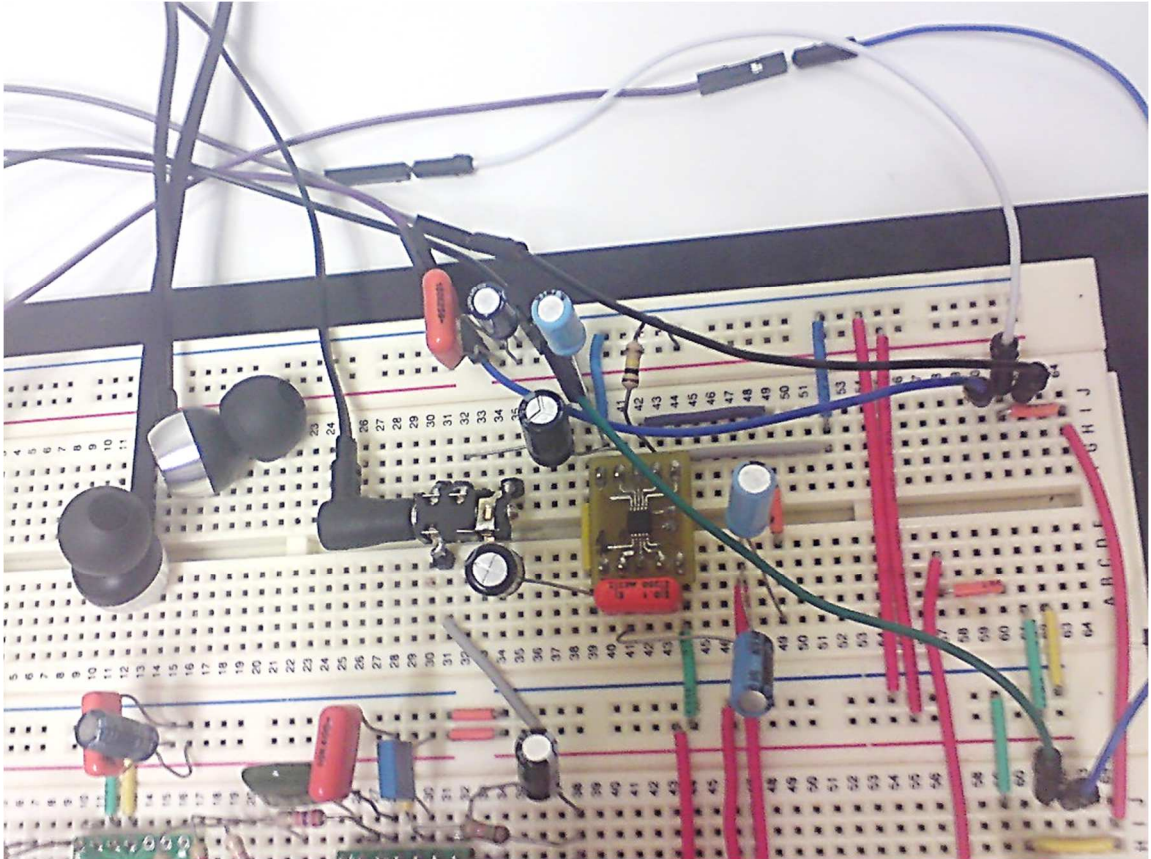


Figura 40 - Circuitos de aquisição e condicionamento de sinal em protoboard.

Fonte: Autoria Própria.

Na sequência, concluiu-se a montagem dos circuitos de filtragem e amplificação de sinal, que compõem a etapa de reprodução de sinal. Esses circuitos são apresentados na Figura 41.

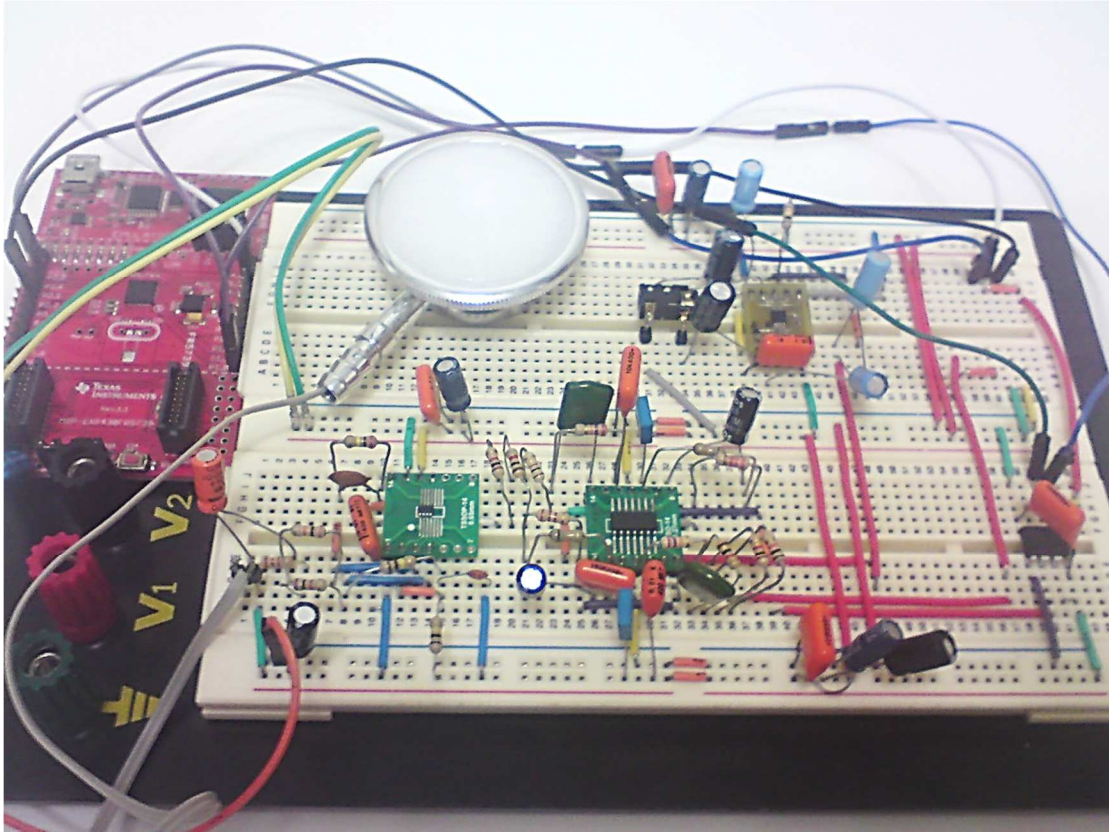


**Figura 41 - Circuitos de filtragem e amplificação de sinal.**

**Fonte: Autoria própria.**

Dessa maneira, obteve-se a montagem final do protótipo do estetoscópio em protoboard, que pode ser observada na Figura 42. A partir de então, iniciaram-se os testes em busca da comprovação do funcionamento do estetoscópio como um todo, com destaque para a operação dos filtros digitais.

Para a realização destes testes, através de um gerador de funções, foi inserida uma onda senoidal na entrada no circuito, substituindo o microfone de eletreto. Essa onda então teve sua frequência alterada de maneira a passar por toda a faixa de frequência em que o filtro deveria atuar. Na saída do circuito, os fones de ouvido foram substituídos por um osciloscópio, que apresentava então tanto a onda de entrada quanto a de saída.



**Figura 42 - Montagem final do protótipo do estetoscópio digital.**

**Fonte: Autoria própria.**

Foi selecionado primeiramente o filtro do coração, que só deveria reproduzir ondas entre 60 e 400 Hz, configurando-se a onda senoidal de entrada do gerador de funções em 10 Hz. Nessa situação, a onda de saída do circuito é atenuada, como pode ser observado na Figura 43 (a). Configurando então a onda senoidal de entrada em 60 Hz, a saída do sinal começa a apresentar o mesmo formato da entrada, de acordo com a Figura 43 (b). Esse panorama melhora ainda mais nas Figuras 44 (a) e (b), onde o sinal é configurado em 100 e 300 Hz, respectivamente, de modo que a saída apresenta o mesmo formato da entrada.

Com o sinal atingindo a frequência de 400 Hz, a onda de saída começa a ser atenuada novamente, conforme a Figura 45 (a) apresenta. Por fim, na Figura 45 (b), com o sinal a 500 Hz, a onda de saída não apresenta as componentes senoidais da entrada, comprovando o funcionamento do filtro digital, que consiste num filtro passa-faixa, que permite apenas a passagem de ondas entre 60 e 400 Hz.

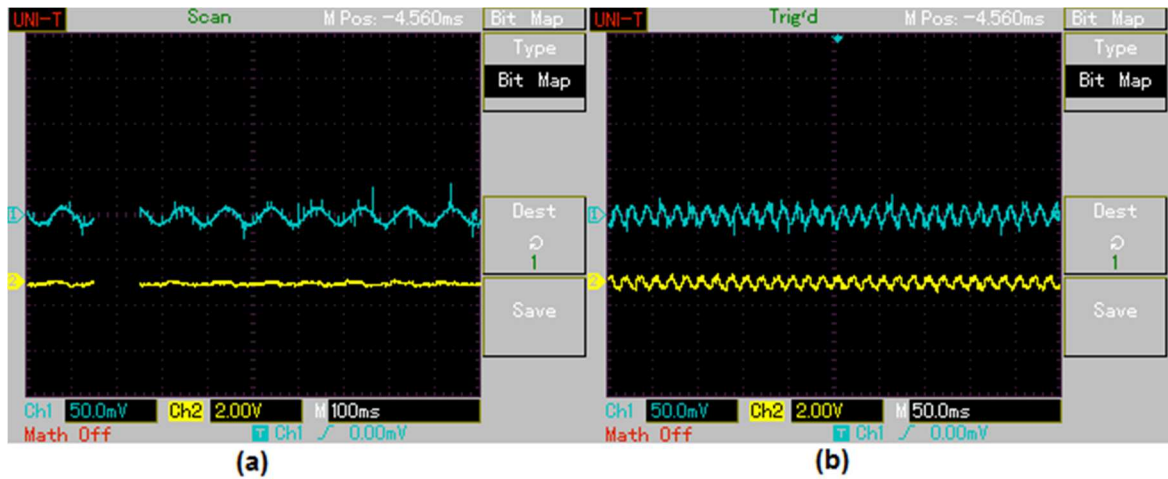


Figura 43 - Ondas de entrada e saída a (a) 10 Hz e (b) 60 Hz.

Fonte: Autoria própria.

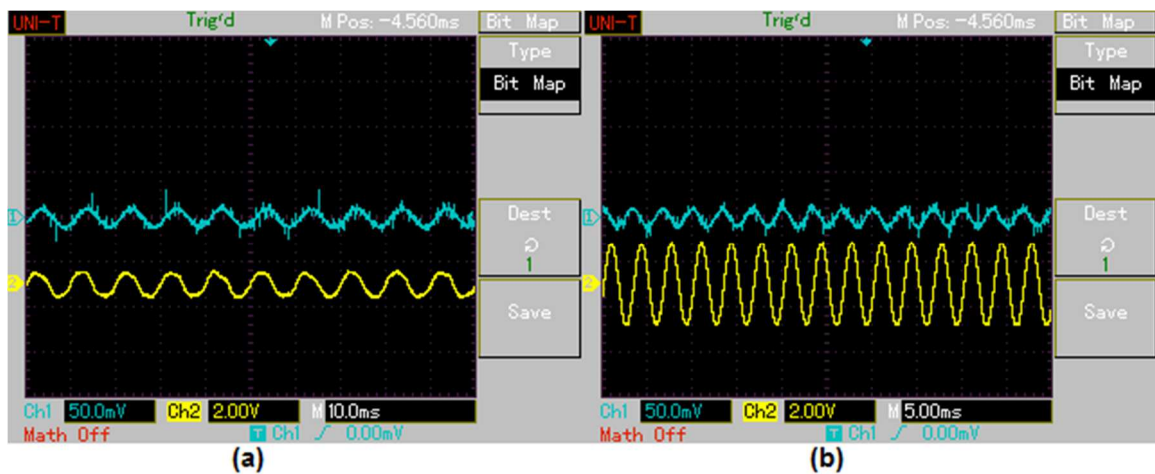


Figura 44 - Ondas de entrada e saída a (a) 100 Hz e (b) 300 Hz.

Fonte: Autoria própria.

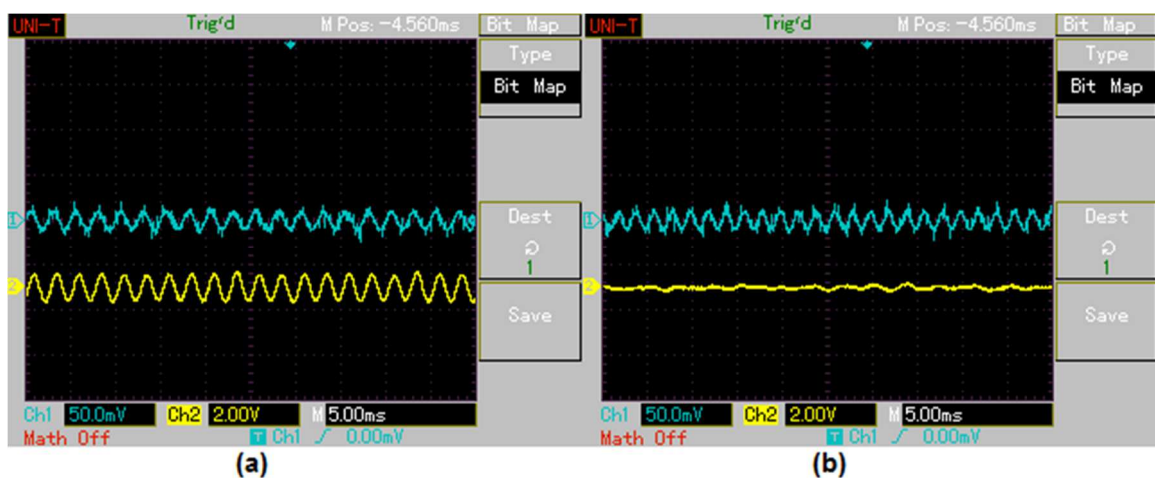


Figura 45 - Ondas de entrada e saída a (a) 400 Hz e (b) 500 Hz.

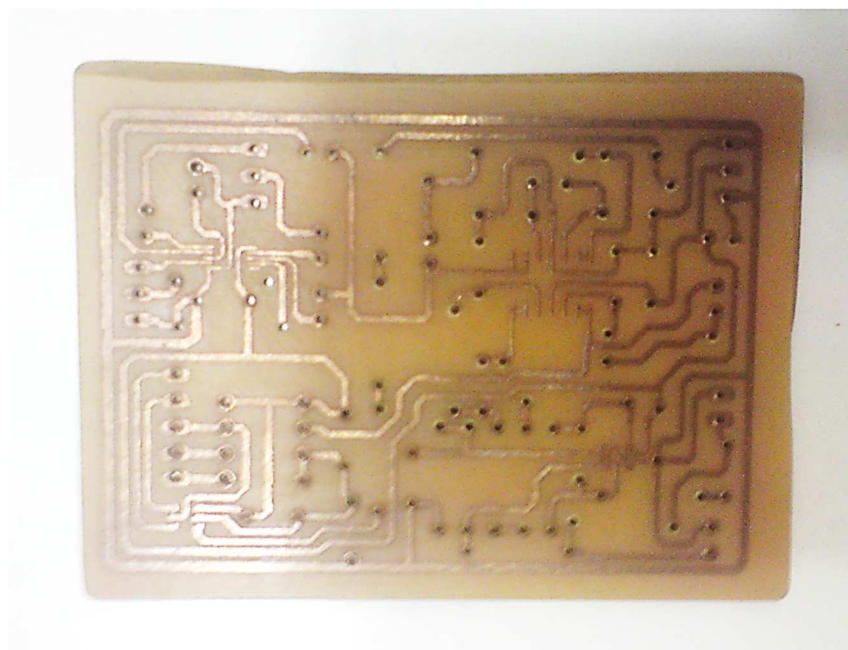
Fonte: Autoria própria.

Entretanto, embora o funcionamento do filtro digital se apresentasse de acordo com o esperado, foi fácil notar também uma presença excessiva de ruídos e interferências no sinal. Esses ruídos afetavam consideravelmente o formato das ondas observadas no osciloscópio, mas eram ainda mais evidentes quando a montagem original do estetoscópio era realizada, com o microfone de eletreto e os fones de ouvido conectados, onde era possível identificar uma grande quantidade de ruídos nos fones de ouvido.

Como já explicitado anteriormente, essa condição tornou necessária a implementação dos circuitos do protótipo em placa de circuito impresso, na tentativa de diminuição desses ruídos e interferências.

#### 4.2 IMPLEMENTAÇÃO EM PCI

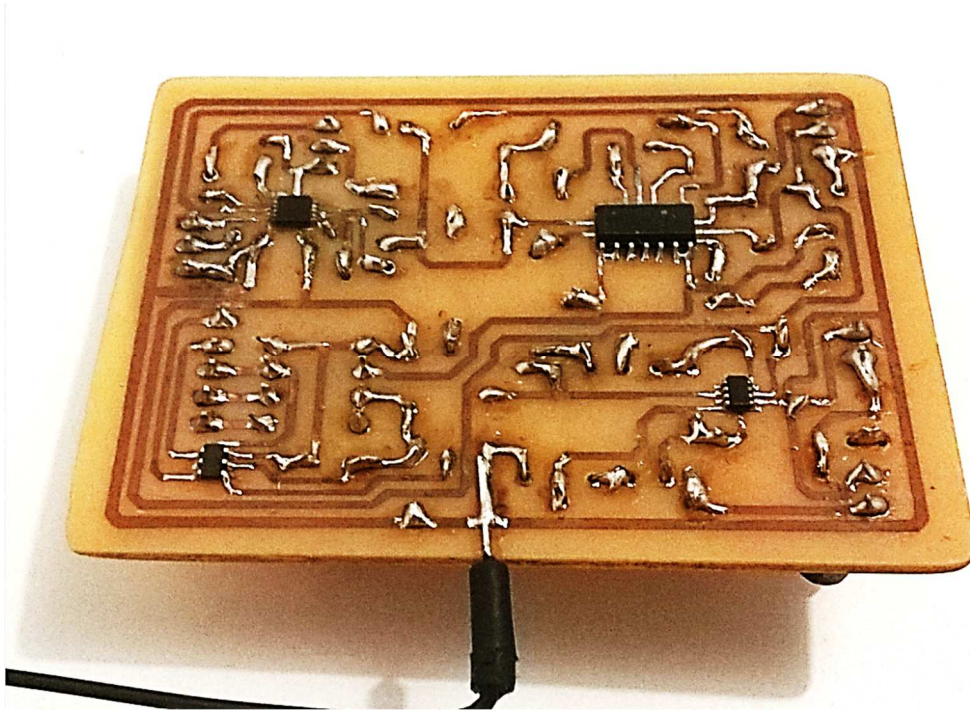
De acordo com os passos descritos no Capítulo 3, a implementação em PCI se deu através da elaboração de um layout dos circuitos do estetoscópio digital através do software EAGLE. Depois do layout pronto, apresentado na Figura 39, foi realizada a confecção da PCI, através do método da transferência térmica. A PCI finalizada é apresentada na Figura 46.



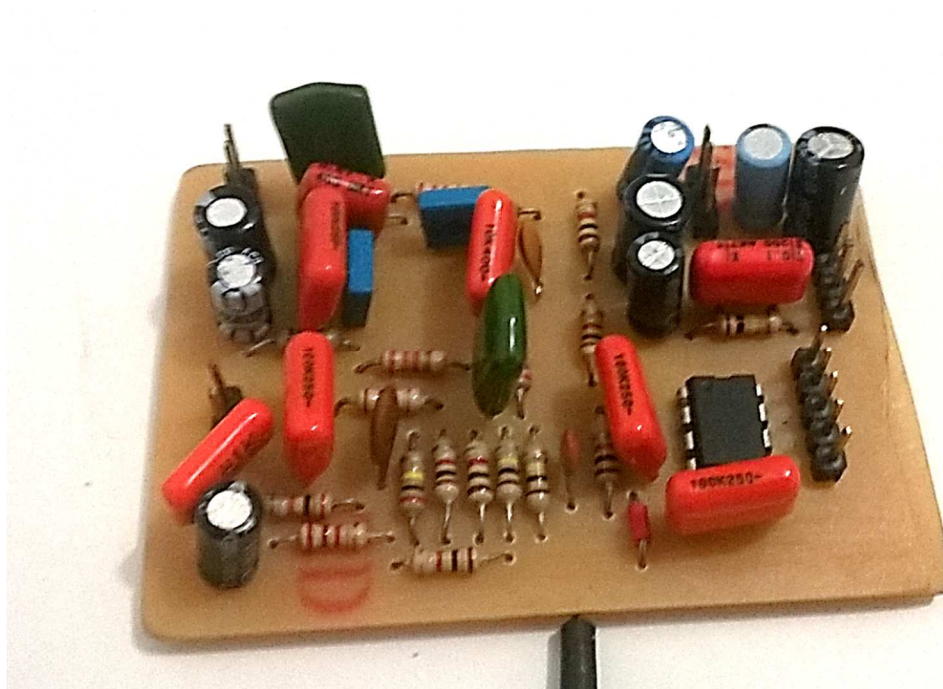
**Figura 46 - PCI desenvolvida.**

**Fonte: Autoria própria.**

Uma vez finalizada a placa, foram soldados todos os componentes eletrônicos necessários para o funcionamento do circuito. As Figuras 47 e 48 apresentam a placa pronta com os componentes, dos dois lados.



**Figura 47 - PCI com componentes soldados.**  
Fonte: Autoria própria.



**Figura 48 - PCI com componentes soldados.**  
Fonte: Autoria própria.



Também como maneira de diminuir a interferência observada nos testes anteriores, a alimentação do circuito, que antes era realizada diretamente pelo computador através da sua conexão USB com o microcontrolador, passou a ser realizada de forma independente, através do dispositivo apresentado na Figura 49, que alimenta o circuito também através da porta USB do microcontrolador, por meio de 4 pilhas 1,5 V. Já a Figura 50 apresenta o microfone acoplado ao circuito, utilizado para verificação do funcionamento do protótipo.



**Figura 49 - Alimentação do circuito.**

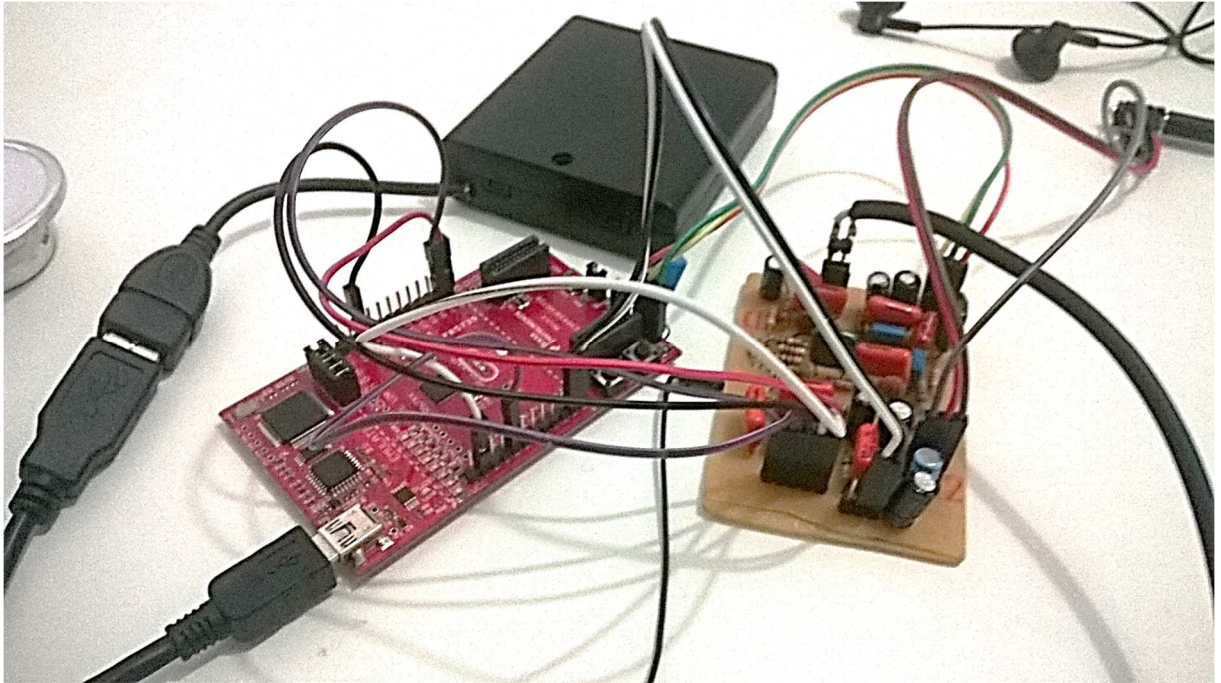
Fonte: Autoria própria.



**Figura 50 - Fones de ouvido.**

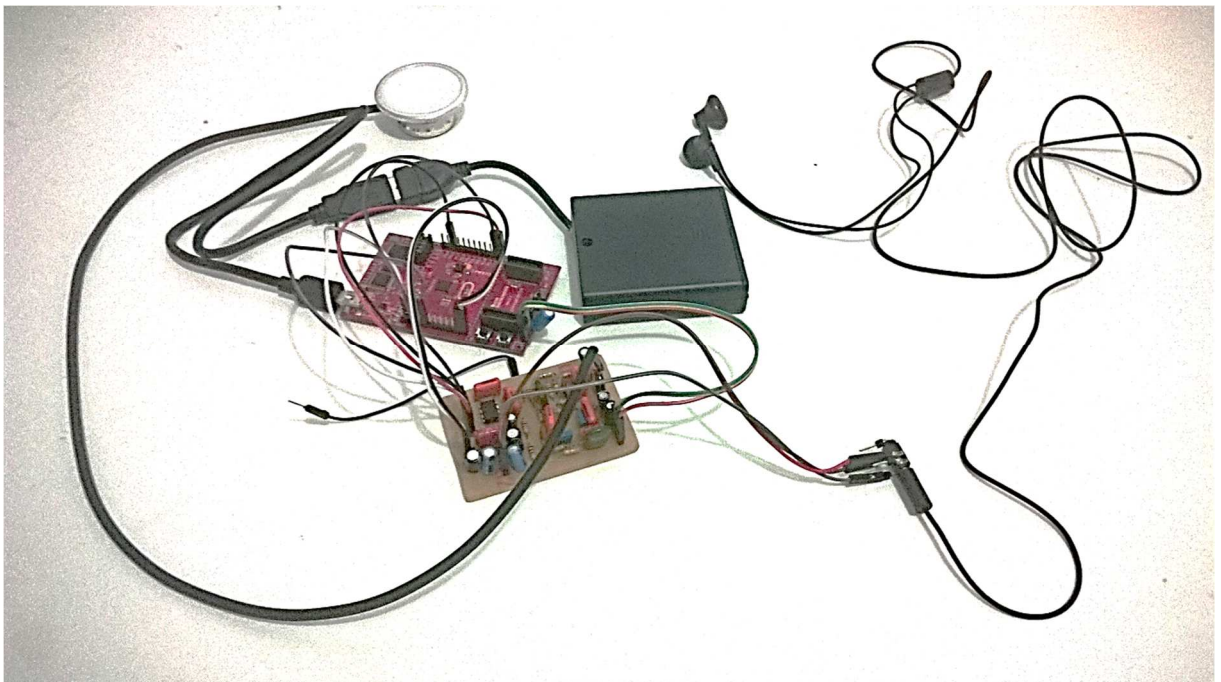
Fonte: Autoria própria.

Dessa forma, obteve-se a montagem final da implementação em PCI, apresentada nas Figuras 51 e 52.



**Figura 51 - Circuito completo.**

Fonte: Autoria própria.

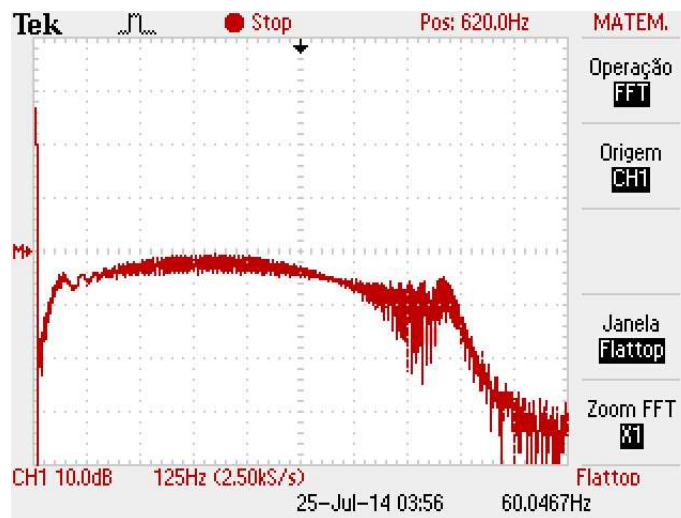


**Figura 52 - Circuito completo.**

Fonte: Autoria própria.

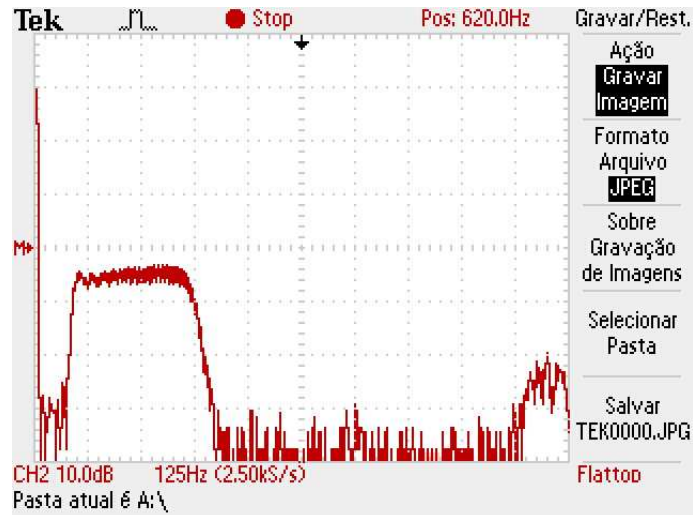
A partir de então, foram retomados os testes, no intuito de primeiramente comprovar a diminuição dos ruídos e interferências presentes na implementação em protoboard, e por fim validar o funcionamento geral do estetoscópio digital. Para tal, inicialmente foi realizada uma análise da presença de ruídos e interferências através da utilização do microfone de eletreto e dos fones de ouvido, de modo que, em comparação a condição anterior, a redução foi significativa.

Na sequência, foram realizados testes com o intuito de verificar o funcionamento dos filtros digitais implementados. Para tal, a resposta em frequência dos filtros foi avaliada com o uso de um gerador de funções programável. Um sinal senoidal com frequência variando de 10 Hz a 1 kHz foi sintetizado e conectado na entrada do filtro anti-aliasing. Um osciloscópio digital foi utilizado para obter a resposta em frequência do sinal na saída do filtro passa-baixa, após o conversor D/A. A Figura 53 apresenta a onda de entrada gerada pelo gerador de funções, enquanto as Figuras 54, 55 e 56 apresentam a resposta dos filtros dos sinais cardíacos, respiratórios e gastrointestinais, respectivamente.



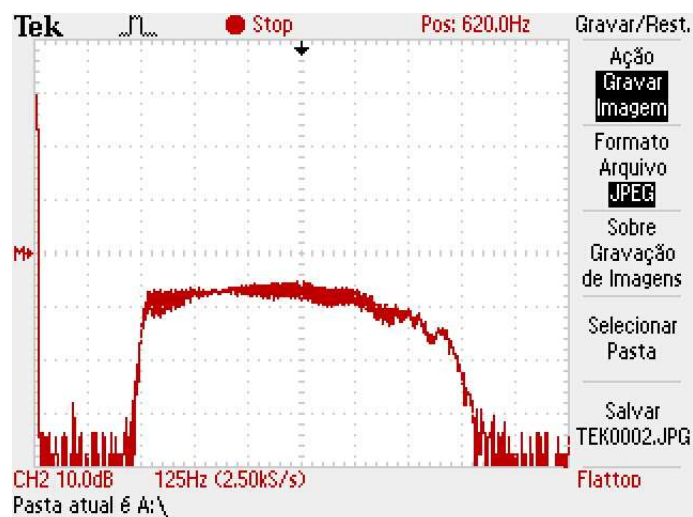
**Figura 53 - Onda de entrada configurada pelo gerador de funções.**

**Fonte: Autoria própria.**



**Figura 54 - Resposta em frequência do filtro dos sons cardíacos.**

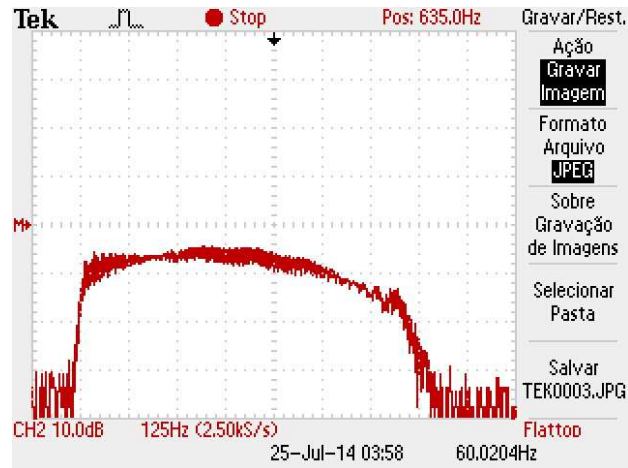
**Fonte: Autoria própria.**



**Figura 55 - Resposta em frequência do filtro dos sons respiratórios.**

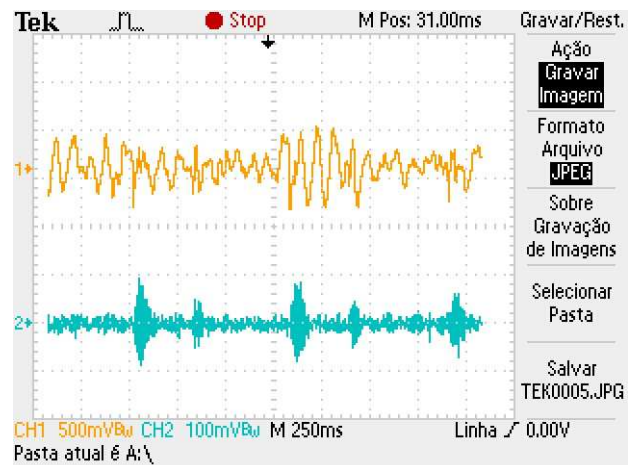
**Fonte: Autoria própria.**

Por fim, foram realizados testes práticos, com todo o circuito pronto, buscando-se auscultar os três tipos de sons corporais, cada qual com seu respectivo filtro selecionado, de modo a comprovar a validade do protótipo desenvolvido. Os sinais obtidos no domínio do tempo e da frequência, durante a aquisição de sons cardíacos, são mostrados nas Figuras 57 e 58, respectivamente. Já o sinal obtido no domínio da frequência durante a aquisição de sons respiratórios é apresentado na Figura 59.



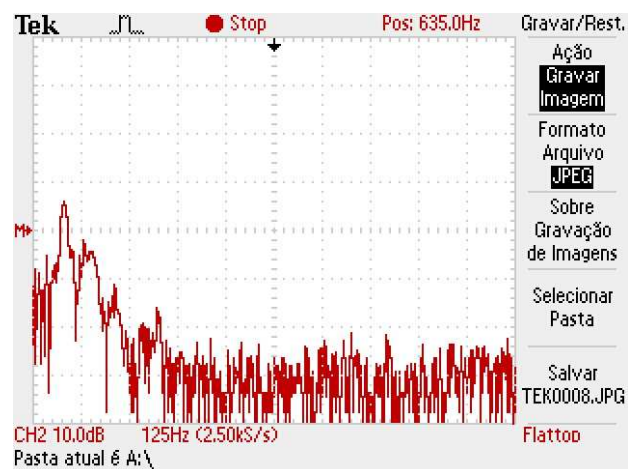
**Figura 56 - Resposta em frequência do filtro dos sons gastrointestinais.**

Fonte: Autoria própria.



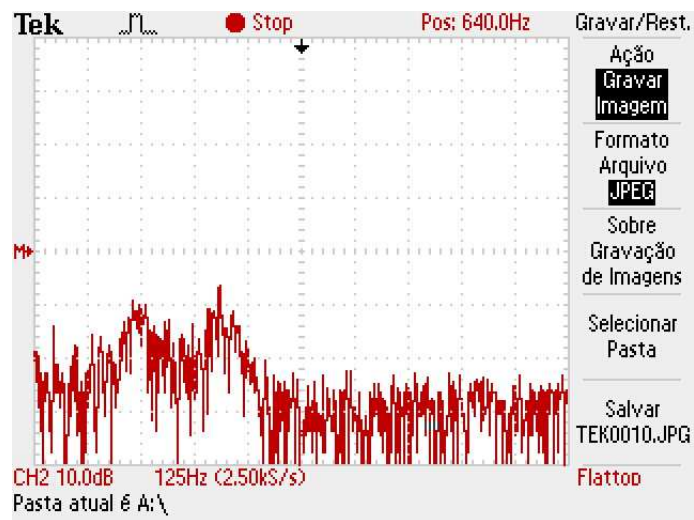
**Figura 57 - Sinal do som cardíaco medido no domínio do tempo, antes e depois do filtro.**

Fonte: Autoria própria.



**Figura 58 - Sinal do som cardíaco medido no domínio da frequência.**

Fonte: Autoria própria.



**Figura 59 - Sinal do som respiratório medido no domínio da frequência.**

**Fonte: Autoria própria.**

## 5. CONCLUSÃO

Com a finalização de todas as etapas do presente trabalho, são várias as considerações a serem tomadas, a respeito dos resultados obtidos e da sua comparação com os resultados esperados, dos métodos de trabalho empregados, das dificuldades encontradas, das falhas cometidas, e principalmente do aprendizado adquirido através da realização de cada uma das atividades que compuseram este trabalho de conclusão de curso.

Primeiramente é necessário recordar os objetivos, geral e específicos, traçados no início deste trabalho. O objetivo geral consistia basicamente no desenvolvimento de um estetoscópio digital, enquanto os objetivos específicos tratavam do estudo das teorias de filtros digitais e processamento digital de sinais, do desenvolvimento dos circuitos eletrônicos necessários para o protótipo e da implementação do dispositivo em si.

De maneira geral, é possível afirmar que todos os objetivos específicos foram atingidos, com destaque para o estudo das teorias a respeito de filtragem digital e processamento digital de sinais, que permitiram o desenvolvimento de um sistema microcontrolado capaz de realizar adequadamente o processamento digital de sinais corporais, destacando também o desenvolvimento dos circuitos eletrônicos necessários para aquisição, condicionamento e reprodução desses sinais.

Com o desenvolvimento do sistema microcontrolado de processamento de sinais e dos circuitos eletrônicos necessários, foi possível alcançar o último dos objetivos específicos, que dizia respeito à implementação eficaz do protótipo de um estetoscópio digital, de modo que alguns testes apresentados comprovaram a validade do mesmo.

Contudo vale lembrar também que foi determinado como objetivo que se obtivesse um parecer da avaliação clínica realizada por um profissional da saúde, o qual não foi possível de realizar, devido a falhas no gerenciamento de tempo durante o desenvolvimento do trabalho, que acabaram por atrasar a finalização do protótipo e impossibilitar a sua avaliação diante do escasso tempo de um profissional da saúde.

Isto posto, pode-se concluir que o objetivo geral foi alcançado, com ressalvas de que ainda são necessários mais alguns testes e avaliações para que seja

possível definir de fato se o protótipo desenvolvido cumpre com todas as exigências de desempenho existentes em relação a um equipamento para fins médicos.

Com isso é necessário identificar as principais dificuldades encontradas durante a realização do trabalho, que residem no fato deste se encontrar envolto em teorias, como a de processamento digital de sinais, filtragem digital de sinais, e principalmente fisiologia humana e biofísica, que não fazem parte da grade curricular do curso de engenharia elétrica, de modo que a compreensão dessas teorias acabou gerando um atraso no desenvolvimento do trabalho.

Essa constatação acaba evidenciando então as principais falhas cometidas no desenvolvimento do trabalho, que consistem em erros no gerenciamento de tempo e de recursos. Por se tratar de um trabalho com algumas de suas fundamentações teóricas não apresentadas durante a graduação, devia-se ter destinado maior tempo para o seu estudo e compreensão.

Já as falhas a respeito do gerenciamento de recursos se deram durante a aquisição dos componentes necessários para o desenvolvimento dos circuitos eletrônicos, que também acabaram por atrasar o trabalho devido à demora na entrega de alguns componentes, e até mesmo a não concretização da primeira compra, que exigiu que outras aquisições fossem realizadas.

Embora isso tudo, é importante salientar que todo o processo de realização do trabalho acabou por levar a vários aprendizados, como a obtenção de novos conhecimentos relacionados a teorias antes não estudadas, ao aprimoramento de técnicas já desenvolvidas durante a graduação, principalmente no que diz respeito a soldagem de componentes eletrônicos, a familiarização com novos softwares e técnicas de programação, como a linguagem em Assembly, além dos demais aprendizados aos quais essa fase final de graduação acaba por levar.

Por fim, faz-se necessária uma análise final sobre a relevância do trabalho desenvolvido dentro do meio acadêmico, e do possível aprimoramento do protótipo. Como já mencionado anteriormente, a engenharia biomédica vem avançando consideravelmente nos últimos anos, e estudos voltados a aplicações na área possuem um importância considerável para continuidade desse desenvolvimento.

Embora já existam alguns tipos de estetoscópios digitais presentes no mercado, o desenvolvimento de um protótipo novo pode abranger técnicas de processamento digital diferenciado, que representem alguma inovação. Como melhorias ao trabalho desenvolvido, pertinentes diante do panorama da engenharia



biomédica, podem ser implementados mecanismos que permitam a gravação dos sons auscultados, e posterior transmissão dos mesmos através de uma interface USB ou através de tecnologia sem fio. Também, aplicações que envolvam o reconhecimento dos sons auscultados, identificando automaticamente possíveis distúrbios e patologias, podem ser implementadas com o intuito de facilitar ainda mais o trabalho do profissional de saúde, sem esquecer que a experiência, conhecimento e sensibilidade deste nunca deve ser deixada de lado durante um diagnóstico.

## REFERÊNCIAS

BARROS, Ivan da Costa. **Exame do Abdome**. Universidade Federal Fluminense. Faculdade de Medicina. Rio de Janeiro, 2011.

CABOT, R. C. DODGE, H. F. **Frequency characteristics of heart and lung sounds**. 1925.

CARVALHO, Vitor O. SOUZA, Germano E. C. O estetoscópio e os sons pulmonares: uma revisão da literatura. **Rev Med (São Paulo)**, São Paulo, v. 86, n. 4, p. 224-231, out./dez. 2007. Disponível em: <[http://medicina.fm.usp.br/gdc/docs/revistadc\\_128\\_224-231%20864.pdf](http://medicina.fm.usp.br/gdc/docs/revistadc_128_224-231%20864.pdf)> Acesso em: 08 nov. 2013.

CASTRO, Roberto C. **O Exame Físico do Trato Gastrointestinal**. Universidade do Estado do Pará. Faculdade de Medicina. Belém, 2009.

DICIONÁRIOS MICHAELIS. **Michaelis: moderno dicionário da língua portuguesa**. São Paulo: Companhia Melhoramentos, 1998. 2259 p.

GARCIA, Eduardo A.C. **Biofísica**. São Paulo: Sarvier. 1.ed. 387p. 2002.

GUYTON, Arthur C. HALL, John E. **Tratado de Fisiologia Médica**. Tradução de Barbara de Alencar Martins. Rio de Janeiro: Elsevier. 11. ed. 1115p. 2006.

HAIBIN, Wang et al. Heart Sound Analysis based on Autoregressive Power Spectral Density. In: 2nd International Conference on Signal Processing Systems, 2010, Dalian. **Anais Eletrônicos**. China: IEEE, 2010.

\_\_\_\_\_. Heart Sound Measurement and Analysis System with Digital Stethoscope. In: 2nd Internacional Conference on Biomedical Engineering and Informatics, 2009, Tianjin. **Anais Eletrônicos**. China: IEEE, 2009.

HALLIDAY, David. RESNICK, Robert. **Física: Mecânica - Acústica - Calor**. Parte 1. Livros Técnicos e Científicos S.A. Rio de Janeiro. 1965.

HAYES, Monson H. **Schaum's Outline of Theory and Problems of Digital Signal Processing**. McGraw-Hill, 1999.

IGARASHI, Massaki de Oliveira. **Utilização de Filtros para Remoção de Interferência de Sinais de Eletrocardiograma**. 2007. 63 f. Monografia (Curso de Engenharia Elétrica) – Universidade Presbiteriana Mackenzie, 2007. Disponível em: <<http://professor.ufabc.edu.br/marcio.eisencraft/Artigos/TGIMassaki.pdf>> Acesso em: 15 jan. 2013.

LEAL, Caroline C. **Avaliação do Sistema Gastrointestinal**. 2008, Ribeirão Preto. UNIP Universidade Paulista. 2008.

LEÃO, Moacir C. **Princípios de Biofísica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2. ed. 1982.

LOPES, José A. et al. A história do estetoscópio e da ausculta cardíaca. **Revista Médica de Minas Gerais**, Belo Horizonte, v. 27, n. 4, mar. 2012. Disponível em: <<http://rmmg.medicina.ufmg.br/index.php/rmmg/article/viewFile/461/447>> Acesso em: 08 nov. 2013.

LOUZADA, Daniel R. **Desenvolvimento de um transdutor de pressão de alta sensibilidade, baseado no fenômeno de Magnetoimpedância Gigante, para aplicação biomédica**. 2006. 107 f. Dissertação (mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Metrologia para Qualidade e Inovação, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, 2006. Disponível em: <[http://www2.dbd.puc-rio.br/pergamum/tesesabertas/0321291\\_06\\_cap\\_03.pdf](http://www2.dbd.puc-rio.br/pergamum/tesesabertas/0321291_06_cap_03.pdf)> Acesso em: 08 nov. 2013.

MAXIM. **Low-Cost, Micropower, SC70/SOT23-8, Microphone Preamplifiers with Complete Shutdown – Datasheet**. 2012, San Jose. Disponível em: <<http://www.adafruit.com/datasheets/MAX4465-MAX4469.pdf>> Acesso em: 10 out. 2013.

MENARÉ, Clóvis S. da Silva. ARAÚJO, Eduardo de. **Análise Gráfica de Sons Cardíacos**. 2011. 71 f. Monografia (Curso de Engenharia da Computação) – Núcleo de Ciências Exatas e Tecnológicas, Universidade Positivo, 2011.

MICROCHIP. **2.7 V 12 Bit A/D Converter with SPI Serial Interface – Datasheet**. 2001, Chandler. Disponível em: <<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/21290D.pdf>> Acesso em: 10 out. 2013.

PANASONIC. **Omnidirectional Back Electret Condenser Microphone Cartridge – Datasheet**. 2011, Osaka. Disponível em: <[http://www.panasonic.com/industrial/components/pdf/em06\\_wm61\\_a\\_b\\_dne.pdf](http://www.panasonic.com/industrial/components/pdf/em06_wm61_a_b_dne.pdf)> Acesso em: 23 set. 2013.

PARKER, Steve. **O Ouvido e a Audição**. São Paulo, Scipione, 1993.

PAZIN FILHO, Antônio. SCHMIDT, André. MACIEL, Benedito C. Ausculta Cardíaca: Bases Fisiológicas – Fisiopatológicas. **Simpósio: Semiologia**. Ribeirão Preto, v. 37, p. 208-226, jul./dez. 2004. Disponível em: <[http://revista.fmrp.usp.br/2004/vol37n3e4/3ausculta\\_cardiaca.pdf](http://revista.fmrp.usp.br/2004/vol37n3e4/3ausculta_cardiaca.pdf)>. Acesso em 23 jun. 2013.

PELLENZ, Marcelo E. Processamento Digital de Sinais: Teoria e Aplicações. 2005. 118 f. Pontifícia Universidade Católica do Paraná – Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia. Curitiba, 2005. Disponível em: <...> Acesso em: 08 nov. 2013.

PEREIRA, Daniel et al. DigiScope – Unobtrusive Collection And Annotating of Auscultations in Real Hospital Environments. In: 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2011, Boston. **Anais Eletrônicos**. Disponível em: <[http://cracs.fc.up.pt/sites/default/files/c2011\\_ines\\_embc.pdf](http://cracs.fc.up.pt/sites/default/files/c2011_ines_embc.pdf)> Acesso em 18 jan. 2013.

PERTENCE, Antônio. **Eletrônica Analógica: Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos: Teoria, Projetos, Aplicações e Laboratório**. Porto Alegre: Bookman, 2003.

PROAKIS, John G.; MANOLAKIS, Dimitris G. **Digital Signal Processing: Principles, Algorithms and Applications**. 4th ed. Prentice Hall, 2007.

PROF2000. **Audição**. 2008, Portugal. Disponível em: <<http://www.prof2000.pt/>> Acesso em: 17 set. 2013.

QUICKFILTER TECHNOLOGIES, INC. **Digital Filtering Alternatives for Embedded Designs**. 2006, Boston. Disponível em: <<http://www.quickfiltertech.com/files/Digital%20Filtering%20Alternatives%20for%20Embedded%20Designs.pdf>> Acesso em: 11 nov. 2013.

ROCHA, Adson da et al. Processamento de Sinais Biológicos. **Informática em Saúde**, 2008, Londrina, Capítulo 3, pp. 381-416, editado por Lourdes Mattos Brasil.

SMITH, Steven W. **Digital Signal Processing: A Practical Guide For Engineers and Scientists**. Burlington: Newnes, 2003.

TEXAS INSTRUMENTS. **Diagnostic, Patient Monitoring and Therapy Applications Guide**. 2010, Texas. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/sg/slyb147a/slyb147a.pdf>> Acesso em: 15 fev. 2013.

\_\_\_\_\_. **Wave Digital Filtering Using the MSP430 – Application Report**. 2006, Texas. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/an/slaa331/slaa331.pdf>> Acesso em 11 nov. 2013.

\_\_\_\_\_. **Oversampling the ADC12 for Higher Resolution – Application Report.** 2006, Texas. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/an/slaa323/slaa323.pdf>> Acesso em: 11 nov. 2013.

\_\_\_\_\_. **DAC121S101/DAC121S101Q 12-Bit Micro Power, RRO Digital-to-Analog Converter – Datasheet.** 2013, Texas. Disponível em: <<http://www.ti.com.cn/cn/lit/ds/symlink/dac121s101.pdf>> Acesso em: 11 nov. 2013.

\_\_\_\_\_. **LM4811 Dual 105mW Headphone Amplifier with Digital Volume Control and Shutdown Mode – Datasheet.** 2013, Texas. Disponível em: <<http://www.ti.com.cn/cn/lit/ds/symlink/lm4811.pdf>> Acesso em: 11 nov. 2013.

\_\_\_\_\_. **MSP-EXP430FR5739 FRAM Experimenter Board – User’s Guide.** 2012, Texas. Disponível em: <[http://www.techtraining.eng.br/emailmkt/FRAM\\_EXP\\_BOARD\\_USER\\_GUIDE.pdf](http://www.techtraining.eng.br/emailmkt/FRAM_EXP_BOARD_USER_GUIDE.pdf)> Acesso em: 15 ago. 2013.

VÁRADY, P. Wavelet-Based Adaptive Denoising of Phonocardiographic Records. In: 23rd Annual Conference – Proceedings, 2001, Istambul. **Anais Eletrônicos.** Budapest: IEEE, 2001.

VILELA, Ana L. M. **Sistema Sensorial: O Mecanismo da Audição.** Anatomia e Fisiologias Humanas. 2010. Disponível em: <<http://www.afh.bio.br/>> Acesso em: 17 set. 2013.

VOLPATO, Edgar C. **Processamento Digital de Eletrocardiograma: Estudo e Implementação de um Detector de Arritmias Cardíacas.** 2005. 83 f. Monografia (Curso de Ciência da Computação) – Centro de Tecnologia, Universidade Federal de Santa Maria, 2005. Disponível em: <<http://www-app.inf.ufsm.br/bdtg/arquivo.php?id=28&download=1>> Acesso em: 23 jun. 2013.

## APÊNDICE A - Código Principal Implementado no Microcontrolador

```

//*****
//   UTFPR - Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Câmpus Pato Branco
//   Engenharia Elétrica - Trabalho de Conclusão de Curso
//   Código desenvolvido para realizar o processamento digital de sons corporais,
//   recebendo sinais de um conversor AD externo, filtrando-os digitalmente,
//   e enviando-os a um conversor DA para posterior reprodução.
//   Realiza também a seleção do tipo de sinal a ser filtrado, e faz o controle
//   de volume do amplificador de saída.
//   Microcontrolador utilizado: MSP430F5439
//   Acadêmico: Victor Hugo Dalazen Rizzo
//   Orientador: Fabio Luiz Bertotti
//
//           MSP430FR5739
//           -----
//   Switch ->|P4.0      P1.0|-> Enable Device 1 - SYNC\ DAC12
//
//   Switch ->|P4.1      P1.1|-> Enable Device 2 - SYNC\ ADC12
//
//   Led1 <-|P3.7        P2.0|-> Data Out (UCA0SIMO)
//
//   Led2 <-|P3.6        P2.1|<- Data In (UCA0SOMI)
//
//   Led3 <-|P3.5        P1.5|-> Serial Clock Out (UCA0CLK)
//
//           |           P1.6|-> Volume Control - (CLOCK)
//           |           P1.7|-> Volume Control - (UP/DN)
//
//*****
#include <msp430fr5739.h>

#define SYNC_DAC12_1    BIT0
#define SYNC_ADC12_1    BIT1
#define CLOCK_VOL       BIT6
#define CLOCK_UPDN      BIT7

#define DAC12_1         1
#define ADC12_1         2

#define DAC12_1_EN      P1OUT &= ~SYNC_DAC12_1;
#define DAC12_1_DS      P1OUT |= SYNC_DAC12_1;

#define ADC12_1_EN      P1OUT &= ~SYNC_ADC12_1;
#define ADC12_1_DS      P1OUT |= SYNC_ADC12_1;

#define CLOCKUP         P1OUT |= CLOCK_UPDN;
#define CLOCKDN         P1OUT &= ~CLOCK_UPDN;
#define CLOCKVOL        P1OUT ^= CLOCK_VOL;

void config_ini(void);
void ini_portas(void);
void ini_eUSCI_A0_SPI(void);
void ini_timer_A(void);
void config_volume(void);

void tx_word_16b_spi(unsigned int word_tx_spi);
void filtragem_digital(unsigned int rx_data1, unsigned int rx_data2);

unsigned int RX_state = 0;
unsigned int Byte_1 = 0;

```

```

unsigned int Byte_2 = 0;
unsigned char Tipo_filtro = 0;
unsigned int RX_data = 0;
unsigned int valor_final = 0;

int cont = 2;

int n = 0;

int delay0=0, delay1=0, delay2=0, delay3=0, delay4=0, delay5=0, delay6=0, delay7=0,
delay8=0, delay9=0, delay10=0;
int delay11=0, delay12=0, delay13=0, delay14=0, delay15=0, delay16=0, delay17=0, delay18=0,
delay19=0, delay20=0;
int delay21=0, delay22=0, delay23=0, delay24=0, delay25=0, delay26=0, delay27=0, delay28=0,
delay29=0, delay30=0;
int delay31=0, delay32=0, delay33=0;

extern int filtro_coracao(int);           // declara a função em assembly
extern int filtro_pulmao(int);
extern int filtro_intestino(int);
int input,output1,output2;

int main(void)
{
    config_ini();
    ini_portas();
    ini_eUSCI_A0_SPI();
    ini_timer_A();
    config_volume();
    do{
    }while(1);
}

void tx_word_16b_spi(unsigned int word_tx_spi)
{
    while (UCA0STATW & UCBSY);
    word_tx_spi = word_tx_spi + 2047;
    UCA0IE &= ~UCRXIE;
    DAC12_1_EN;
    UCA0TXBUF = word_tx_spi >> 8;           // Envia 8 bits mais significativos
    while (UCA0STATW & UCBSY);
    UCA0TXBUF = (unsigned char) word_tx_spi; // Envia os 8 bits menos significativos
    while (UCA0STATW & UCBSY); // Sai do while quando Shift Register esta vazio
    UCA0IFG &= ~UCRXIFG;
    UCA0IE |= UCRXIE;
    __delay_cycles(8);
    DAC12_1_DS;
}

void filtragem_digital(unsigned int rx_data1, unsigned int rx_data2)
{
    bits
    input = (rx_data1 << 8) | rx_data2; // Une as duas palavras de 8 bits em uma de 16
    input = input >> 1;
    P1OUT |= BIT3;
    switch(Tipo_filtro){
        case 0:
            filtro_coracao(input);
            P1OUT &= ~BIT3;
            tx_word_16b_spi(output2);
            break;
        case 1:
            filtro_pulmao(input);
            P1OUT &= ~BIT3;
            tx_word_16b_spi(output2);
            break;
    }
}

```

```

        case 2:
            filtro_intestino(input);
            P1OUT &= ~BIT3;
            tx_word_16b_spi(output2);
            break;
    }
}

void config_ini(void){
    WDTCTL = WDTPW + WDTHOLD;           // Pára o WDT
    CSCTL0_H = 0xA5;
    CSCTL1 = DCORSEL + DCOFSEL_3;      // Configura DCO em 24 MHz
    CSCTL2 = SELA_3 + SELS_3 + SELM_3; // Configura DCO como fonte para ACLK, MCLK e
SMCLK
    CSCTL3 = DIVA_0 + DIVS_0 + DIVM_0; // Configura ACLK = MCLK = SMCLK = DCO
    __enable_interrupt();              // Habilita geração de interrupções
}

void ini_portas(void){
    P1DIR |= SYNC_DAC12_1 + SYNC_ADC12_1; // P1.0: En Device 1; P1.1: En Device 2.
    P1OUT |= SYNC_DAC12_1 + SYNC_ADC12_1;
    P1DIR |= BIT3 + BIT6 + BIT7;
    P1OUT |= BIT3;
    // Configuração das portas das teclas e leds para seleção do tipo de sinal analisado
    // P4.0 configurado como switch
    P4DIR &= ~BIT0;           // Direction = input
    P4REN |= BIT0;           // Enable pullup resistor
    P4OUT |= BIT0;           // Configure pullup resistor
    P4IE = BIT0;             // P4.0 interrupt enabled
    P4IFG = 0;
    // Enable LEDs
    P3OUT &= ~(BIT6+BIT7+BIT5);
    P3DIR |= BIT6+BIT7+BIT5;
    P3OUT |= BIT7;
    SFRIE1 |= WDTIE;        // Habilita interrupção do WDT
}

void ini_eUSCI_A0_SPI(void){
    UCA0CTLW0 |= UCSWRST;           // Desabilita eUSCI_A0
    UCA0CTLW0 |= UCMSB + UCMST + UCSYNC; // MSB, mestre, modo síncrono, 3-pin, 8-bit
    UCA0CTLW0 |= UCSSEL_2;         // SMCLK
    UCA0BR0 = 0x18;               // 0x00011000 = // Configura o divisor como 24, de modo que
CLK = SMCLK/24= 24 MHz/24 = 1000 kHz
    UCA0BR1 = 0;
    P1SEL1 |= BIT5;               // P1.5: Serial Clock Out (UCA0CLK)
    P2SEL1 |= BIT0 + BIT1;        // P2.0: Data Out (UCA0SIMO); P2.1: Data In (UCA0SOMI)
    UCA0CTLW0 &= ~UCSWRST;        // Habilita eUSCI_A0
    UCA0IE |= UCRXIE;             // Habilita interrupção USCI_A0 RX
}

void ini_timer_A(void){
    TA0CCR0 = 2400;               // TA0CCR0 ajustado para 10 kHz
    TA0CTL = TASSEL_2 + MC_1 + TACLK; // SMCLK, Modo UP, Clear TAR
    TA0CTL0 = CCIE;               // Habilita interrupção
}

void config_volume(void){
    CLOCKUP;
    for(n=0;n<32;n++)
        CLOCKVOL;
}

#pragma vector=USCI_A0_VECTOR
__interrupt void USCI_A0_ISR(void){
    UCA0IFG &= ~UCRXIFG;
    while (UCA0STATW & UCBUSY);
}

```



```

switch(RX_state){
    case 0:
        UCA0TXBUF = 0;
        RX_state = 1;
        break;
    case 1:
        Byte_1 = UCA0RXBUF;
        UCA0TXBUF = 0;
        RX_state = 2;
        break;
    case 2:
        Byte_2 = UCA0RXBUF;
        ADC12_1_DS;
        UCA0CTLW0 &= ~UCCKPL;
        filtragem_digital(Byte_1, Byte_2);
        RX_state = 0;
        break;
}
}

#pragma vector=PORT4_VECTOR
__interrupt void Port_4(void){
    P4IFG &= ~BIT0; // Limpa a Flag
    P4IE &= ~BIT0; // Desabilita int. de P4.0
    WDTCTL = WDTPW + WDTTMSSEL + WDTSSSEL_1 + WDTIS1; // Inicia temporizador - WDT
}

#pragma vector=WDT_VECTOR
__interrupt void WDT_RTI(void){
    WDTCTL = WDTPW + WDTTMSSEL + WDTSSSEL_1 + WDTIS1; // Para o WDT+
    if (~(P4IN & BIT0)){
        switch(cont){
            case 0:
                P3OUT &= ~BIT7;
                P3OUT |= BIT6;
                cont = 1;
                Tipo_filtro = 1;
                break;
            case 1:
                P3OUT &= ~BIT6;
                P3OUT |= BIT5;
                cont = 2;
                Tipo_filtro = 2;
                break;
            case 2:
                P3OUT &= ~BIT5;
                P3OUT |= BIT7;
                cont = 0;
                Tipo_filtro = 0;
                break;
        }
    }
    config_volume();
    P4IFG &= ~BIT0; // Limpa a Flag
    P4IE |= BIT0; // Habilita geração de int. de P4.0
}

#pragma vector=TIMER0_A0_VECTOR
__interrupt void Timer_A_ISR(void){
    ADC12_1_EN;
    UCA0CTLW0 |= UCCKPL;
    UCA0IFG |= UCRXIFG;
}

```

## APÊNDICE B - Código Simplificado dos Filtros em Assembly Implementados no Microcontrolador

- Filtro do Coração:

```

; /*
;* filtro_coracao.asm
;*
;* Created on: 26/02/2014
;* Author: Victor
;* */

.global filtro_coracao
.global delay0,delay1,delay2,delay3,delay4,delay5,delay6,delay7,delay8,delay9
.global delay10,delay11,delay12,delay13,delay14,delay15,delay16,delay17,delay18
.global delay19,delay20,delay21,delay22,delay23
.global output1,output2

filtro_coracao:

    push.w R11;
    push.w R12;
    push.w R13;
    push.w R14;
    push.w R15;

    ; Filter 1 High Pass LWDF
    ; Top part of Filter 1
    ; Adaptor 0      Type 1      0.00000100000-1

    mov.w  R12,R11          ; R11=Input sample
    sub.w  &delay0,R12     ; R12=P10
    mov.w  R12,R13
    inv.w  R13
    add.w  #1,R13
    rra.w  R13
    rra.w  R13
    rra.w  R13
    rra.w  R13
    rra.w  R13
    rra.w  R13
    rra.w  R13
    rra.w  R13
    add.w  R12,R13
    rra.w  R13
    rra.w  R13
    rra.w  R13
    rra.w  R13
    rra.w  R13
    rra.w  R13          ; Final Output
    add.w  &delay0,R13     ; Design equation implementation
    mov.w  R13, &delay0   ; delay0 updated with OUTP20
    sub.w  R12,R13        ; R13=OUTP10
    mov.w  R13,R15        ; R15=OUTP10

    ; Adaptor 4      Type 1      0.000000000000

    ;mov.w &delay3,R12
    ;sub.w &delay4,R12
    ;mov.w &delay4,R13    ; R13=OUTP24
    ;sub.w R12,R13        ; R13=OUTP14
    ;mov.w R13,R14        ; R14=OUTP14

```

```

; Adaptor 3   Type 4           0.0000010100-10

mov.w  &delay3,R13
mov.w  R13,R14
sub.w  R15,R13                ; R13=P13
mov.w  R13,R12
inv.w  R13
add.w  #1,R13
rra.w  R13
rra.w  R13
rra.w  R13
add.w  R12,R13
rra.w  R13
rra.w  R13
add.w  R12,R13
rra.w  R13
rra.w  R13
rra.w  R13
rra.w  R13
rra.w  R13
rra.w  R13
rra.w  R13
rra.w  R13
sub.w  R14,R13                ; R13=OUTP23
mov.w  R13,&delay3            ; delay3 updated with OUTP23
sub.w  R12,R13                ; R13=OUTP13
mov.w  R13,R15                ; R15=OUTP13
rra.w  R13                    ; Divided by 2 as part of WDF algo
mov.w  R13,&output1           ; Top section output sample stored in output1
.
.
.
// Continuação da implementação das estruturas //
.
.
.
; Adaptor 21  Type 1           0.00001001010-1

mov.w  &delay20,R13
sub.w  &delay21,R13          ; R13=P121
mov.w  R13,R12
inv.w  R13
add.w  #1,R13
rra.w  R13
rra.w  R13
add.w  R12,R13
rra.w  R13
rra.w  R13
add.w  R12,R13
rra.w  R13
rra.w  R13
rra.w  R13
add.w  R12,R13
rra.w  R13
rra.w  R13
rra.w  R13
rra.w  R13
add.w  &delay21,R13          ; R13=OUTP221
mov.w  R13,&delay21           ; delay21 updated with OUTP221
sub.w  R12,R13                ; R13=OUTP121
mov.w  R13,R15                ; R15=OUTP121

; Adaptor 20  Type 4           0.001000101010

sub.w  R14,R13                ; R13=P120
mov.w  R13,R12
rra.w  R13

```

```

rra.w R13
add.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
add.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
rra.w R13
rra.w R13
add.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
rra.w R13
sub.w R15,R13 ; R13=OUTP220
mov.w R13,&delay20 ; delay20 updated with OUTP220
sub.w R12,R13 ; R13=OUTP120
mov.w R13,R14 ; R14=OUTP120
rra.w R13 ; Divided by 2 as part of WDF algo
add.w R13,&output2 ; Filter final output updated. It is the
; output of the BPF

pop.w R15;
pop.w R14;
pop.w R13;
pop.w R12;
pop.w R11;

reta

```

- Filtro do Pulmão:

```

; /*
; * filtro_pulmao.asm
; *
; * Created on: 26/02/2014
; * Author: Victor
; */

.global filtro_pulmao
.global delay0,delay1,delay2,delay3,delay4,delay5,delay6,delay7,delay8,delay9
.global delay10,delay11,delay12,delay13,delay14,delay15,delay16,delay17,delay18
.global delay19,delay20,delay21,delay22,delay23,delay24,delay25,delay26,delay27
.global delay28,delay29,delay30,delay31,delay32,delay33
.global output1,output2

filtro_pulmao:

push.w R11;
push.w R12;
push.w R13;
push.w R14;
push.w R15;

; Filter 1 High Pass LWDF
; Top part of Filter 1
; Adaptor 0 Type 1 0.000100101001

mov.w R12,R11 ; R11=Input sample
sub.w &delay0,R12 ; R12=P10
mov.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
rra.w R13
add.w R12,R13

```

```
rra.w R13
rra.w R13
add.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
rra.w R13
add.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
rra.w R13
rra.w R13
rra.w R13 ; Final Output
add.w &delay0,R13 ; Design equation implementation
mov.w R13, &delay0 ; delay0 updated with OUTP20
sub.w R12,R13 ; R13=OUTP10
mov.w R13,R15 ; R15=OUTP10
```

```
; Adaptor 4 Type 1 0.000000010-10-1
```

```
mov.w &delay3,R12
sub.w &delay4,R12
mov.w R12,R13
inv.w R13
add.w #1,R13
rra.w R13
rra.w R13
sub.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
add.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
rra.w R13
rra.w R13
rra.w R13
rra.w R13
rra.w R13
rra.w R13
add.w &delay4,R13
mov.w R13,&delay4 ; delay4 updated with OUTP24
sub.w R12,R13 ; R13=OUTP14
mov.w R13,R14 ; R14=OUTP14
```

```
.
.
.
```

```
// Continuação da implementação das estruturas //
```

```
.
.
.
```

```
; Adaptor 31 Type 1 0.0100-10-10-10-10
```

```
mov.w &delay30,R12
sub.w &delay31,R12 ; R12=P131
mov.w R12,R13
inv.w R13
add.w #1,R13
rra.w R13
rra.w R13
sub.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
sub.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
sub.w R12,R13
rra.w R13
```

```

rra.w R13
rra.w R13
add.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
add.w &delay31,R13 ; R13=OUTP231
mov.w R13,&delay31 ; delay31 updated with OUTP231
sub.w R12,R13 ; R13=OUTP131
mov.w R13,R14 ; R14=OUTP131

; Adaptor 30 Type 4 0.010-101001010

sub.w R15,R13 ; R13=P30
mov.w R13,R12
rra.w R13
rra.w R13
add.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
rra.w R13
add.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
sub.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
add.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
sub.w R14,R13 ; R13=OUTP230
mov.w R13,&delay30 ; delay30 updated with OUTP230
sub.w R12,R13 ; R13=OUTP130
mov.w R13,R15 ; R15=OUTP130
rra.w R13 ; Divided by 2 as part of WDF algo
add.w R13,&output2 ; Filter final output updated. It is the output of the BPF
pop.w R15;
pop.w R14;
pop.w R13;
pop.w R12;
pop.w R11;

reta

```

- Filtro do Intestino:

```

; /*
; * filtro_intestino.asm
; *
; * Created on: 26/02/2014
; * Author: Victor
; */

.global filtro_intestino
.global delay0,delay1,delay2,delay3,delay4,delay5,delay6,delay7,delay8,delay9
.global delay10,delay11,delay12,delay13,delay14,delay15,delay16,delay17,delay18
.global delay19,delay20,delay21,delay22,delay23,delay24,delay25,delay26,delay27
.global delay28,delay29,delay30,delay31,delay32,delay33
.global output1,output2

filtro_intestino:

push.w R11;
push.w R12;

```



```

rra.w R13
sub.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
sub.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
sub.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
rra.w R13
add.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
add.w &delay31,R13 ; R13=OUTP231
mov.w R13,&delay31 ; delay31 updated with OUTP231
sub.w R12,R13 ; R13=OUTP131
mov.w R13,R14 ; R14=OUTP131

; Adaptor 30 Type 4 0.010-101001010

sub.w R15,R13 ; R13=P30
mov.w R13,R12
rra.w R13
rra.w R13
add.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
rra.w R13
add.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
sub.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
add.w R12,R13
rra.w R13
rra.w R13
sub.w R14,R13 ; R13=OUTP230
mov.w R13,&delay30 ; delay30 updated with OUTP230
sub.w R12,R13 ; R13=OUTP130
mov.w R13,R15 ; R15=OUTP130
rra.w R13 ; Divided by 2 as part of WDF algo
add.w R13,&output2 ; Filter final output updated. It is the output of the BPF

pop.w R15;
pop.w R14;
pop.w R13;
pop.w R12;
pop.w R11;

reta

```