



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
INSTITUTO DE TECNOLOGIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E BIOMÉDICA

FLÁVIA DE CÁSSIA MARTINS RIBEIRO

DESENVOLVIMENTO DE UM ESTETOSCÓPIO DIGITAL DE BAIXO CUSTO

Belém/PA
2019

FLÁVIA DE CÁSSIA MARTINS RIBEIRO

DESENVOLVIMENTO DE UM ESTETOSCÓPIO DIGITAL DE BAIXO CUSTO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado a Faculdade de Engenharias Elétrica e Biomédica do Instituto de Tecnologia da Universidade Federal do Pará, como requisito para a obtenção do Grau de Bacharel em Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Adônis Ferreira Raiol Leal.

Belém/PA
2019

FLÁVIA DE CÁSSIA MARTINS RIBEIRO

DESENVOLVIMENTO DE UM ESTETOSCÓPIO DIGITAL DE BAIXO CUSTO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado a Faculdade de Engenharias Elétrica e Biomédica do Instituto de Tecnologia da Universidade Federal do Pará, como requisito para a obtenção do Grau de Bacharel em Engenharia Biomédica.

Data da avaliação: 27 / 06 / 2019

Conceito: Excelente

Banca Examinadora:

Adônis Ferreira Raiol Leal - Orientador
Adônis Ferreira Raiol Leal
Doutor em Engenharia Elétrica
Universidade Federal do Pará (UFPA)

Maria da Conceição Pereira Fonseca - Membro
Maria da Conceição Pereira Fonseca
Doutora em Engenharia Elétrica
Universidade Federal do Pará (UFPA)

Daniel Cardoso de Souza Membro
Daniel Cardoso de Souza
Doutor em Engenharia Elétrica
Universidade Federal do Pará (UFPA)

VISTO:

Miércio Cardoso de Alcântara Neto
Miércio Cardoso de Alcântara Neto
Doutor em Engenharia Elétrica
Universidade Federal do Pará (UFPA)

Dedico este trabalho ao meus pais e a minha avó materna que sempre me incentivaram a estudar e fizeram o possível e o impossível para que eu conquistasse os meus sonhos.

AGRADECIMENTOS

Agradeço inicialmente a Deus, por ter me dado saúde e fé para enfrentar todas as dificuldades ao longo desta caminhada. Agradeço imensamente aos meus pais, eles são os meus heróis e os meus maiores incentivadores, são a razão de todas as minhas conquistas. Ao meu namorado, por todo apoio e incentivo nesse momento tão importante. A todos meus amigos, principalmente aqueles que sempre estiveram presentes nesses cinco anos de curso, pelo apoio, por todas as horas que estudamos juntos e por todas as incontáveis histórias que compartilhamos dentro e fora da Universidade, principalmente nas tardes sagradas do café.

Aos professores, que se preocuparam não apenas em dar a aula, mas que fizeram toda a diferença, nos inspirando a sermos melhor a cada dia. À Universidade Federal do Pará, ao Laboratório de Sistemas Eletrônicos, e ao Laboratório de Concepção e Análise de Dispositivos Eletromecânicos, que foram a minha segunda casa ao longo de muitos semestres, e onde eu agreguei inúmeros conhecimentos.

Em especial meu agradecimento a Prof. Dr. Adônis Leal, por sua orientação, por todo suporte, ensino e aconselhamentos para que este trabalho pudesse ser concretizado. Por fim, a todos que diretamente ou indiretamente estiveram presentes nesta trajetória, meu muito obrigada.

*" A verdadeira motivação vem de
realização, desenvolvimento pessoal,
satisfação no trabalho e reconhecimento."*

(Frederick Herzberg)

RESUMO

O uso do estetoscópio digital é uma nova tendência nos métodos de ausculta cardíaca. Uma das ferramentas primordiais usada pelos médicos desde o século XIX, o estetoscópio é essencial para o diagnóstico de pacientes e principalmente para identificar possíveis doenças cardíacas. Desta forma, este trabalho apresenta pesquisas e testes desenvolvidos para a construção de um protótipo de estetoscópio digital. Os capítulos deste trabalho mostram os conceitos de acústica, fisiologia humana, funcionamento de um estetoscópio, entre outros tópicos fundamentais para o desenvolvimento do protótipo. Além disso, são apresentados conceitos de processamento e, filtragem de sinais e o funcionamento do microfone de eletreto, transdutor usado para captar o sinal sonoro. Para a amplificação e pré-filtragem do sinal foi utilizado um circuito com amplificador operacional. Por meio do Programmable System on Chip (PSoC) designer foi feita uma programação para ajustar a faixa de frequência desejada do sinal sonoro do coração, que é o foco do projeto. Todo o processo de aquisição do sinal, processamento, filtragem, montagem do protótipo, bem como os testes e os resultados, estão dispostos de forma sistemática ao longo desse trabalho, propiciando uma discussão acerca da importância desta tecnologia na prática médica.

Palavras-chave: Estetoscópio digital. Diagnóstico. PsoC.

ABSTRACT

The use of a digital stethoscope is a new development the way we observe cardiac rhythms. One of the primordial tools used by doctors since the 19th century, the stethoscope is used in patient diagnosis to principally identify cardiovascular diseases. In this case, this work presents research and tests developed for the creation of a digital stethoscope prototype. The chapters in this project outline the concepts of acoustics, human physiology, stethoscope function, and other fundamental topics necessary to the development of this project. Also, there are concepts presented on the topics of signal processing and, noise filtering, microphone eletreto function, transducer development for audial signals. For the amplification and signal pre-processing, a circuit with an operational amplifier was used. A Programmable System on a Chip (PSoC) was developed in order to adjust for the desired audial cardiac signal range, which was the focus of the project. All the process for signal acquisition, processing, and filtering, along with circuit prototyping as well as the following tests and results propitiate to a discussion involving the importance of this technology in the medical field, were developed throughout this work.

Keywords: Digital Stethoscope. Diagnostic. PSoC.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 -	Estetoscópio desenvolvido por Laennec.....	15
Figura 2 -	A evolução dos estetoscópios.....	16
Figura 3 -	Modelo 3M Littmann de 1967.....	16
Figura 4 -	Estrutura de um estetoscópio digital.....	17
Figura 5 -	Representação da onda sonora por meio de curvas senoidais de um deslocamento em função do tempo e do espaço.....	20
Figura 6 -	Audiograma de frequências sonoras audíveis.....	22
Figura 7 -	Sistema do canal auditivo.....	23
Figura 8 -	Focos auscultatórios.....	26
Figura 9 -	Ciclo cardíaco para o funcionamento do ventrículo esquerdo.....	27
Figura 10 -	Válvulas cardíacas.....	28
Figura 11 -	Sons do ciclo cardíaco.	28
Figura 12 -	Fonocardiogramas de corações normais e anormais.....	30
Figura 13 -	Faixa de frequência dos ruídos cardíacos.....	31
Figura 14 -	Estetoscópio clássico.....	31
Figura 15 -	Etapas do processamento de sinais.....	33
Figura 16 -	Representação de um filtro analógico.....	34
Figura 17 -	Representação do processo de filtragem digital.....	34
Figura 18 -	Ganho dos filtros em função da frequência do sinal aplicado.....	35
Figura 19 -	Funcionamento de um circuito a capacitor chaveado.....	36
Figura 20 -	Disposição dos recursos no PSoC.....	37
Figura 21 -	Configuração dos pinos no PSoC.....	38
Figura 22 -	Diagrama do sistema analógico.....	39
Figura 23 -	Topologia do Bloco Tipo D.....	40
Figura 24 -	Topologia do Bloco Tipo C.....	40
Figura 25 -	Pinagem do PSoC utilizado.....	41
Figura 26 -	Etapas da conversão A/D.....	42
Figura 27 -	Partes integrantes de um microcontrolador genérico.....	42
Figura 28 -	Etapas de funcionamento do protótipo de estetoscópio digital.....	44
Figura 29 -	Microfone de eletreto ou condensador.....	45
Figura 30 -	Funcionamento interno do microfone de eletreto.....	46
Figura 31 -	Terminais do microfone.....	46

Figura 32 - Microfone acoplado ao protótipo de estetoscópio.....	47
Figura 33 - LM358.....	47
Figura 34 - Circuito construído com o LM358.....	48
Figura 35 - Ambiente de desenvolvimento do PSoC designer.....	49
Figura 36 - Bloco para implementação de um LPF4 no PSoC designer.....	50
Figura 37 - Diagrama de interligações do LPF4 no PSoC.....	51
Figura 38 - Aplicativo LPF4 Configuration WIZARD.....	52
Figura 39 - Arduino Nano.....	53
Figura 40 - Diagrama esquemático do ADC por aproximações sucessivas.....	54
Figura 41 - Circuito completo do estetoscópio digital.....	55
Figura 42 - Fluxograma do código inicial.....	56
Figura 43 - Fluxograma do código de comunicação com o PLX-DAQ.....	57
Figura 44 - Layout da PCI desenvolvida com todos os componentes.....	58
Figura 45 - Procedimento para ausculta cardíaca.....	59
Figura 46 - Plotagem do fonocardiograma no Excel via PLX-DAQ.....	60
Figura 47 - Teste com filtro passa-faixa.....	61
Figura 48 - Frequência de corte do filtro passa-baixa de 4ª ordem.....	62
Figura 49 - PCI final.....	63
Figura 50 - Teste na PCI com o PSoC.....	64
Figura 51 - Comparação das formas de onda do som do coração registradas por Ghawas e Muallem em (a) e em (b) pela autora deste trabalho.....	65
Figura 52 - Reprodução do sinal sonoro.....	66
Tabela 1 - Custo X Benefício	67

LISTA DE SIGLAS

ADC	Analog to Digital Converter
AV	Válvulas Atrioventriculares
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor
CPU	Central Processor Unit
CT	Tempo Contínuo
CREA	Conselho Regional de Engenharia e Agronomia
DAC	Digital to Analog Converter
DC	Direct Current
EEPROM	Electrically Erasable Programmable Read Only Memory
EOC	End Of Convert
FC	Frequency Corner
FET	Transistor de Efeito de Campo
FS	Frequency Sample
GPIO	General Purpose IO
LPF4	Four-Pole Low-pass Filter
LSE	Laboratório de Sistemas Eletrônicos
MSB	Most Significant Bit
PA	Passa-Alta
PB	Passa Baixa
PF	Passa Faixa
PGA	Programmable Gain Amplifier
PSoC	Programmable System on Chip
PWM	Pulse Width Modulator
RF	Rejeita Faixa
S1	Primeira Bulha Cardíaca
S2	Segunda Bulha Cardíaca
S3	Terceira Bulha Cardíaca
S4	Quarta Bulha Cardíaca
SAR	Successive Approximation
SC	Switched Capacitor
SMP	Switch Mode Pump

SRAM	Static Random-Access Memory
SV	Válvulas Semilunares
UART	Universal Asynchronous Receiver / Transmitter
USB	Universal Serial Bus
VDD	Voltage Source
VSS	Voltage Drain
XRES	External Reset

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	Estado da arte	14
1.1.1	Estetoscópios digitais	17
1.2	Objetivo geral	18
1.2.1	Objetivos específicos	18
1.3	Organização do trabalho	18
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	20
2.1	Biofísica e fisiologia humana	20
2.1.1	Acústica	20
2.1.1.1	Propagação dos sons	21
2.1.1.2	Qualidades fisiológicas do som	21
2.1.2	Biofísica da audição	22
2.1.2.1	O mecanismo da audição	23
2.1.3	Biofísica da Ausculta cardíaca	24
2.1.3.1	O ciclo cardíaco	26
2.1.3.2	Sons cardíacos normais	27
2.1.3.3	Sons cardíacos anormais	29
2.2	Estetoscópios	31
2.2.1	Funcionamento	31
2.3	Processamento de sinais	32
2.3.1	Sinais contínuos e discretos no tempo	33
2.4	Filtros analógicos	33
2.5	Filtros a capacitor chaveado	36
2.6	Tecnologia PSoC	37
2.7	Conversor analógico-digital	41
2.8	Microcontroladores	42
3	MATERIAIS E MÉTODOS	44
3.1	Transdutor	45
3.2	Condicionamento do sinal	47
3.3	Conversor A/D	52
3.4	Processamento e Reprodução do Sinal	54
3.5	Placa de Circuito Impresso (PCI)	57
4	RESULTADOS	59
4.1	Custo X Benefício	66
5	CONCLUSÃO	68
5.1	Trabalhos futuros	69
	REFERÊNCIAS	70

1 INTRODUÇÃO

O avanço da tecnologia sempre está inovando com criações para suprir as necessidades da população. Dessa forma, várias tecnologias são desenvolvidas a fim de ampliar métodos para uma melhor condição de vida. A vertente da área de ciências da saúde visa abranger a evolução tecnológica e realizar pesquisas que podem colaborar com diagnósticos rápidos proporcionando tratamentos menos invasivos e que apresentam mais garantias a saúde humana (BASALLA, 1988). Desse modo, com o desenvolvimento tecnológico foram criados equipamentos avançados, como protótipos e outros, que proporcionam agilidade na prática da medicina interligada a outras áreas tecnológicas - ótica, microeletrônica, robótica, informática, radiação, bioquímica, biofísica - que são consideradas indispensáveis para a saúde e qualidade de vida das populações (TAN; ONG, 2002).

Uma das práticas que fazem parte do cotidiano da medicina é a ausculta cardíaca, referente à compreensão de sons cardíacos que são emitidos “[...] com cada movimento do coração, quando uma porção de sangue é transferida das veias para as artérias, um pulso é produzido, o que pode ser ouvido dentro do tórax [...] e eu descrevo o som como dois estalidos de um fole para elevar água.” (HANNA; SILVERMAN, 2002). Um dos primeiros aparelhos que acompanham a medicina até hoje, o estetoscópio, foi desenvolvido em 1816 por Laennec (DUTSCHMANN, 2012). Esse aparelho tem como objetivo facilitar o diagnóstico, usando o método da ausculta, sendo uma das principais práticas na interação médico-paciente.

A ausculta do sistema cardiovascular pode contribuir no diagnóstico oportuno de doença cardíaca valvular, insuficiência cardíaca congestiva, hipertensão, arritmias, como fibrilação atrial, doença arterial obstrutiva e doença cardíaca entre vários outros. Além disso, várias doenças pulmonares podem se manifestar como doença cardíaca do lado direito, e várias doenças cardíacas podem se apresentar primeiro como patologia pulmonar (SWARUP; MAKARYUS, 2018).

A rápida evolução das técnicas de processamento digital de sinais e a sua influência em todos os setores do conhecimento humano se devem ao desenvolvimento da microeletrônica e, em especial, dos microprocessadores (ROCHA et al., 2008). Por consequência, o estetoscópio foi aprimorado para o estetoscópio digital, proporcionando o uso de filtros digitais para minimizar os ruídos. O conceito de estetoscópio digital surgiu quando componentes eletrônicos digitais começaram a ser usados para amplificar, filtrar e transmitir sons (PEREIRA et al., 2011). A utilização desses componentes permitiu 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 (PEREIRA et al., 2011).

De acordo com Pereira et al (2011), a gravação dos dados do exame é muito importante, pois permite um monitoramento mais constante do paciente, além da busca por uma segunda opinião médica, o que garante um diagnóstico mais preciso. Neste sentido, este trabalho tem como proposta o desenvolvimento de um protótipo de um estetoscópio digital de baixo custo, para que mais pessoas tenham acesso a um dispositivo de qualidade e que venha auxiliar o médico no diagnóstico dos pacientes.

1.1 Estado da Arte

Desde os tempos antigos, o homem sabe que seu corpo emite sons característicos do seu funcionamento. Apenas no início do século 19 o médico francês René Théophile Hyacinthe Laennec inventou um aparelho que se tornaria um dos mais importantes da medicina: o estetoscópio (FORBES, 1821).

Antes desse período, o procedimento para a ausculta cardíaca, baseava-se na técnica conhecida como “ausculta direta”, descrita por Corvisart em 1818, que significa colocar o ouvido diretamente na região de interesse da ausculta. Entretanto, esse método deixava os médicos e paciente desconfortáveis e até mesmo constrangidos, além de ser mais inconveniente para as mulheres. Lembrando que nessa época, usar esse método era perigoso, pois necessitava de um grande contato corporal, o que aumentava os riscos de infecções - principalmente a contração de tuberculose (HURST, 1981).

O primeiro manuscrito registrado documentando ausculta usando o estetoscópio (Mediate Auscultation) data de 8 de março de 1816, quando Laennec anotou o exame de uma Marie-Melanie Basset (GHAWAS, 2015). Porém os costumes da época não permitiam que fosse ouvido o tórax da mulher, sem violar as normas sociais e culturais. Naquele instante, Laennec lembrou-se de um princípio da acústica que poderia ser útil naquele momento - o aumento da intensidade do som quando este é transmitido por alguns materiais sólidos (FERRAZ et al, 2011). Enrolando folhas de papel, ele fez um cilindro e aplicando uma das extremidades no tórax da paciente e a outra em seu ouvido, naquele momento ele ouviu os sons cardíacos de forma mais clara em relação ao método da ausculta direta. Laennec havia então inventado um aparelho capaz de ouvir os sons internos, o estetoscópio. Laennec escolheu o

nome estetoscópio, originado de duas palavras gregas: στήθος (peito) e σκοπεῖν (examinar) (FERRAZ et al, 2011).

Laennec procurou aprimorar o equipamento criado. Ele utilizou diversos tipos de madeira em seus testes, até concluir que as madeiras mais leves, eram mais adequadas para ausculta. A Figura 1 ilustra um dos modelos criados por Laennec, sendo o instrumento completo utilizado para a ausculta cardíaca, e o instrumento sem a peça em formato de funil era usado para a ausculta respiratória (FERRAZ et al, 2011).

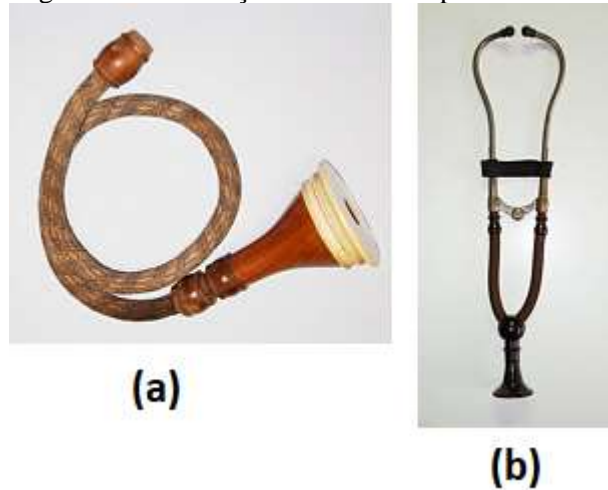
Figura 1 – Estetoscópio desenvolvido por Laennec.



Fonte: Medical Antiques Online, 2019.

Desde então, o estetoscópio vem passando por diversas melhorias. Um dos primeiros grandes avanços foi dado pelo médico Pierre Adolphe Piorry. O estetoscópio era menor e mais flexível. Uma outra grande melhoria foi feita por Charles James Blasius Williams, com a criação do modelo biauricular. Anos depois, esse modelo foi melhorado pelo médico George Philip Camman, que se aproxima do modelo usado atualmente (FERRAZ et al, 2011). A Figura 2 (a) ilustra uma versão mais compacta do estetoscópio de Piorry, e a Figura 2 (b) ilustra o estetoscópio biauricular.

Figura 2 – A evolução dos estetoscópios.



Fonte: Medical Antiques Online, 2019.

Entre os séculos XIX e XX, o estetoscópio foi aperfeiçoado cada vez mais, com a adaptação da peça torácica em forma de campânula, permitindo auscultar sons graves com melhor qualidade. Em seguida, foi introduzido o diafragma que possibilitou auscultar sons agudos (FERRAZ et al, 2011).

Atualmente, o modelo descrito pelo médico Cardiologista David Littmann é o mais usado nas práticas médicas. Na Figura 3, observa-se um modelo construído em aço inoxidável, condutores de tygon e com campânula e diafragma (FERRAZ et al, 2011).

Figura 3 – Modelo 3M Littmann de 1967.



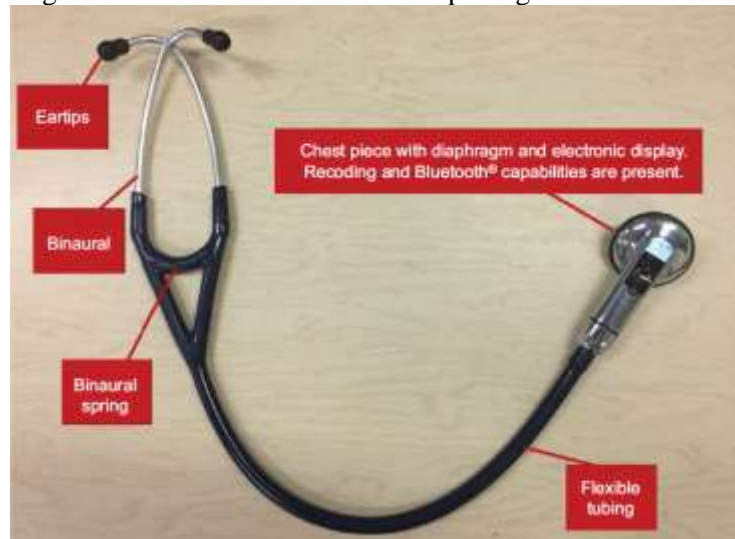
Fonte: Medical Antiques Online, 2019.

1.1.1 Estetoscópios digitais

Hoje existem diversos modelos de estetoscópios disponíveis no mercado. É uma ferramenta imprescindível no uso médico, trazendo inúmeras vantagens (PEREIRA et al, 2011). O estetoscópio digital é capaz de converter um som em sinais eletrônicos, que podem ser ainda amplificados. Estes sinais eletrônicos podem ser processados e digitalizados para serem transmitidos para um computador pessoal (LENG et al, 2015).

Tanto os estetoscópios digitais como os eletrônicos são semelhantes aos estetoscópios convencionais, pois compartilham dos mesmos componentes básicos. O que diferencia a nova tecnologia é a capacidade desses dispositivos realizarem amplificação e filtragem dos sinais captados pelos receptores (LOUZADA, 2006). A Figura 4 ilustra esse modelo mais recente.

Figura 4 – Estrutura de um estetoscópio digital.



Fonte: Leng et al., 2015.

O estetoscópio digital possui três módulos diferentes: aquisição de dados, pré-processamento e processamento de sinal, antes que o ouvinte possa apreciar o som auscultado (LENG et al, 2015). O módulo de aquisição de dados envolve um microfone ou um sensor piezoelétrico, sendo responsável pela filtragem, buffering, e amplificação dos sons auscultados, bem como conversão do som para um sinal digital. O módulo de pré-processamento filtra o sinal digital e minimiza os ruídos. Estes dados digitais são então encaminhados para o módulo de processamento de sinal, que empacota as informações em uma classificação de ordem superior e agrupa os dados para uma decisão de diagnóstico clínico (LENG et al, 2015). Dessa forma, há conversão de um sinal de áudio para o domínio digital, onde esse sinal pode ser armazenado, transmitido, analisado ou simplesmente visualizado (PEREIRA et al, 2011) por

meio de uma saída fonográfica, isto é, uma representação gráfica da vibração sonora (LOUZADA, 2006).

1.2 Objetivo Geral

Produzir um protótipo de um estetoscópio digital que permita realizar a aquisição de sinais cardíacos com qualidade e baixo custo, além de salvar esses dados em um computador, proporcionando ao médico um diagnóstico mais confiável ao seu paciente.

1.2.1 Objetivos específicos

De modo a alcançar o objetivo geral, algumas metas foram definidas para simplificar a compreensão de todas as etapas realizadas neste trabalho, são:

- a) Realizar um estudo sobre captação de sinal sonoro, buscando encontrar o sensor mais adequado para a ausculta médica.
- b) Buscar o amplificador mais adequado para o circuito. Além disso, compreender a forma como é realizada a amplificação e filtragem do sinal sonoro após sua captação.
- c) Desenvolver um circuito eletrônico microcontrolado e de baixo custo que permita o condicionamento do sinal analógico proveniente do sensor de auscultação do equipamento, visando melhorar esse sinal por meio de seu processamento.
- d) Construir um protótipo de baixo custo usando materiais mais acessíveis.

1.3 Organização do trabalho

O trabalho encontra-se organizado em 5 capítulos. No capítulo 1 é apresentada a introdução, os objetivos gerais e específicos do trabalho. No capítulo 2, é apresentada a fundamentação teórica usada no desenvolvimento do trabalho. Esta consiste em conceitos sobre fisiologia humana, biofísica, sons corporais, microfones de eletreto, estetoscópios convencionais e digitais, processamento de sinais e filtros a capacitor chaveado (SC). No capítulo 3 é apresentada a metodologia desenvolvida e os materiais utilizados no trabalho. Já no capítulo 4, são apresentados os resultados alcançados por meio dos testes práticos e simulações computacionais, a fim de comprovar a eficácia do protótipo. Por fim, no capítulo 5 são

apresentadas as considerações finais sobre o trabalho, as conclusões obtidas, falhas e possibilidades de melhorias para o desenvolvimento de futuros trabalhos.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Biofísica e fisiologia humana

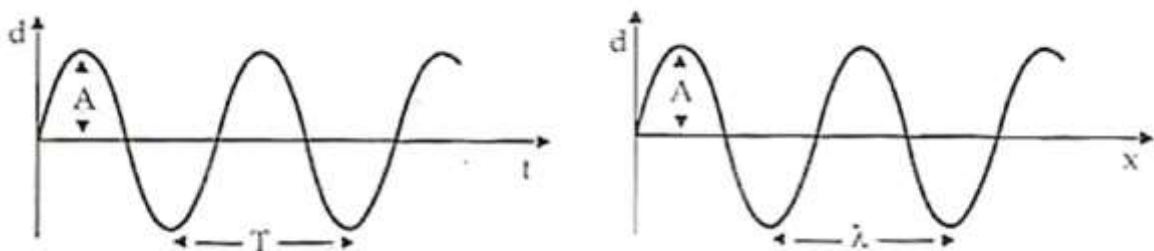
2.1.1 Acústica

A acústica é definida como a parte da física que estuda o som. O som é a sensação percebida pelo cérebro que se relaciona com a chegada de ondas de vibração mecânica ao ouvido (GARCIA, 1998). Dessa forma a acústica é uma das áreas de suma importância para a concepção e desenvolvimento de equipamentos médicos na Engenharia Biomédica, que fazem uso do som.

A onda sonora é uma onda longitudinal (HALLIDAY, RESNICK, 1965). Portanto as moléculas do meio em que a onda se propaga vibram na mesma direção que se propaga o som, e são classificadas como periódicas, sendo associadas a uma curva senoidal para representação de suas variáveis (GARCIA, 1998).

A Figura 5 ilustra dois gráficos: o primeiro é uma representação temporal de uma onda senoidal onde estão as variações do deslocamento (d) de uma massa vibrante em função do tempo. O maior deslocamento das moléculas do meio em relação ao ponto médio de vibração é chamado de amplitude (A) da onda sonora e o intervalo entre dois picos consecutivos é o período (T) que tem duração de um ciclo (ida e volta a mesma posição inicial). No segundo gráfico, tem-se a representação espacial de uma onda senoidal. O gráfico está relacionando os deslocamentos (d) da massa vibrante em função da posição (x) em que se encontra. Entende-se como comprimento de onda (λ) a distância entre os picos de duas fases consecutivas e de mesmo sinal (GARCIA, 1998).

Figura 5 – Representação da onda sonora por meio de curvas senoidais de um deslocamento em função do tempo e do espaço.



Fonte: Garcia, 1998.

2.1.1.1 Propagação dos sons

A onda se propaga com uma velocidade que depende da natureza do meio em que está. Como a onda é periódica, vale a seguinte relação em (1) (HALLIDAY; RESNICK, 1965):

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

Onde v é a velocidade do som, sendo diretamente proporcional à raiz quadrada da relação entre k que é a constante característica do material e μ que é a densidade do meio no qual propaga. Quando a onda sonora se espalha através de um fluido, toma-se o módulo de elasticidade como um módulo de elasticidade volumétrica θ e neste caso tem-se a seguinte equação (2):

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

Garcia (1998) diz que sons produzidos por uma fonte sonora podem sofrer variações de intensidade e de timbre ao longo de sua propagação. Além do mais, a captação do som pelos ouvidos pode incluir componentes espúrios que mudariam a qualidade do som primitivo.

2.1.1.2 Qualidades fisiológicas do som

As qualidades fisiológicas principais do som são: altura, intensidade e timbre. A altura é considerada a qualidade que faz com que o ouvido possa distinguir entre os sons graves, de baixa frequência, e os sons agudos, de alta frequência (GARCIA, 1998). A percepção das frequências das ondas sonoras é feita pelas células especiais da orelha interna, desde que estejam entre 20 Hz e 20000 Hz (HALLIDAY; RESNICK, 1991). Esse intervalo de frequências é chamado de “faixa audível”. Os sons com frequências abaixo de 20 Hz são classificados como infrassons e acima de 20000 Hz são classificados como ultrassons (MEHTA; JOHNSON; ROCAFORT, 1999).

A intensidade é a qualidade que permite perceber uma maior ou menor distância da fonte sonora, podendo o som ser classificado como forte e fraco. A intensidade dos sons ouvidos

varia com a frequência (GARCIA, 1998). A intensidade (I) de uma onda propagada pode ser calculada pela média temporal da potência (P) transmitida através de uma área unitária (S) perpendicular à direção do fluxo sonoro (Φ). Assim:

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

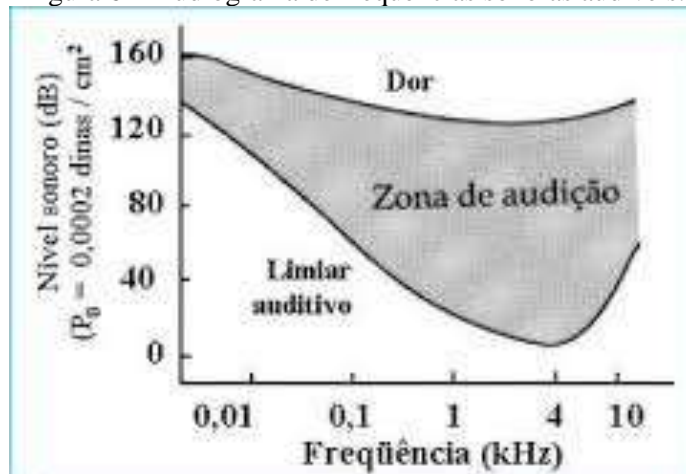
Onde a unidade usada é watt por metro quadrado (W/m^2). O ouvido humano é capaz de tolerar sons com intensidade até $1 W.m^{-2}$, enquanto a intensidade do som audível mais fraco (I_0) é de $10^{-12} W.m^{-2}$ (GARCIA, 1998).

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

2.1.2 Biofísica da audição

Os limites de audição humana são variáveis, pois há diversos fatores que influenciam na detecção do som, como por exemplo a idade (GARCIA, 1998). Além disso, o ouvido não apresenta a mesma sensibilidade para todas as frequências. A Figura 6 ilustra um audiograma, indicando que a sensibilidade do ouvido humano varia com a frequência do som. O ouvido é mais sensível às frequências entre 2.000 e 5.000Hz, e que o limiar de potência sonora que induz uma sensação dolorosa situa-se entre 140 e 160 dB (GARCIA, 1998).

Figura 6 – Audiograma de frequências sonoras audíveis.



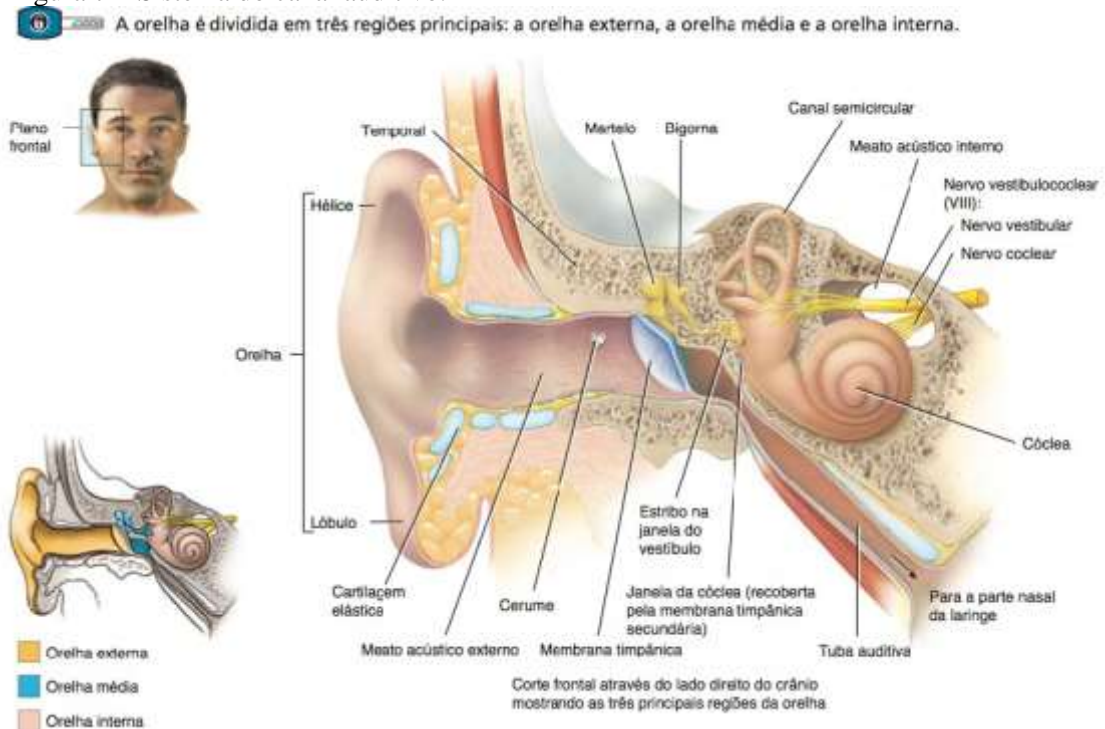
Fonte: Garcia, 1998.

Garcia (1998) diz que os ruídos também podem ser encontrados em todas as faixas sonoras, porém os sons da fala - nosso meio de comunicação mais importante - possuem frequências menores do que 2.000Hz.

2.1.2.1 O mecanismo da audição

Tortora e Nielsen (2013) dividem o ouvido humano em três regiões principais: o ouvido externo, o ouvido médio e o ouvido interno, como ilustrado na Figura 7. O ouvido externo compreende o pavilhão auricular e o conduto auditivo externo, sendo responsável por captar ondas sonoras e canalizá-las para dentro do ouvido médio. O ouvido médio é uma cavidade repleta de ar, que transmite som por meio de três minúsculos ossículos chamados de martelo, bigorna e estribo. O ouvido interno é representado pela cóclea que se comunica com o ouvido médio por duas janelas, ambas ocluídas por membranas e chamadas de janela oval e janela redonda. A geometria desse ouvido tem formato de caracol e por isso ele tem este nome. Ligados a ele estão os canais semicirculares, que têm como função manter o equilíbrio do corpo. Enquanto os ouvidos externo e médio estão preenchidos por ar atmosférico, o ouvido interno está cheio de líquido (GARCIA, 1998).

Figura 7 – Sistema do canal auditivo.



Fonte: Tortora e Nielsen, 2013.

O ouvido humano é um órgão muito sensível onde é possível perceber e interpretar ondas sonoras em uma gama muito ampla de frequências. Todo o processo de captação até a percepção do som é uma sequência de transformações de energia, começando pela sonora, transformando em mecânica, passando para hidráulica e finalizando com a energia elétrica dos impulsos nervosos que chegam ao cérebro (VILELA, 2010).

A primeira parte do processo inicia quando a onda sonora penetra através do conduto auditivo externo onde é transmitida até sua porção final provocando vibrações na membrana timpânica, nesse instante tem-se a primeira transformação de energia da onda sonora (BENSEÑO; MARTINS; ATTA, 2002).

No segundo momento do processo, há transformação de energia mecânica para hidráulica, porque os ossículos da orelha média oscilam e ocasionam movimentações no cabo do martelo, transmitindo esse movimento até o estribo que vai de encontro com a janela oval da cóclea, passando o som para o líquido coclear (VILELA, 2010).

A conversão termina na transformação da energia hidráulica em energia elétrica. Esse processo final acontece no ouvido interno, com a entrada da vibração sonora coclear. A vibração provoca o movimento do líquido da escala vestibular, que irá movimentar a membrana basilar para dentro da escala timpânica, levando as células do órgão de Corti a agitação e flexão. Exatamente a flexão dos cílios excitará as células sensoriais e desencadeará impulsos nervosos que serão transmitidos até os centros auditivos do tronco encefálico e córtex cerebral (VILELA, 2010).

2.1.3 Biofísica da Ausculta cardíaca

A ausculta dos ruídos e sopros cardíacos compreende manobras muito compensadoras e importantes, que integram o exame físico e sugerem diversos diagnósticos clínicos. Durante esse processo, são geradas manifestações mecânicas, elétricas, acústicas e magnéticas, onde é possível atestar sua normalidade ou anormalidade (BATES; BICKLEY; SZILAGYI, 2005)

Relembrando que o ouvido humano é capaz de perceber sons em uma faixa de frequência variando de 20 Hz e 20000 Hz (HALLIDAY; RESNICK, 1991). As frequências dos sons normais produzidos pelo coração situam-se entre 16 e 110Hz, embora sejam produzidos sons abaixo e acima dessa faixa de frequência, sendo os componentes de frequência mais alta inaudíveis, pois possuem baixa energia (GARCIA, 1998).

De acordo com Carvalho (1977), a faixa de ausculta situa-se entre 40 e 750 Hz, uma faixa de frequências limítrofe para a audição humana. Pazin Filho, Schmidt e Maciel (2004) em

que obrigatoriamente deve-se seguir uma ordem lógica e sistematizada dos procedimentos para se obter todas as informações possíveis para ajudar no diagnóstico do paciente.

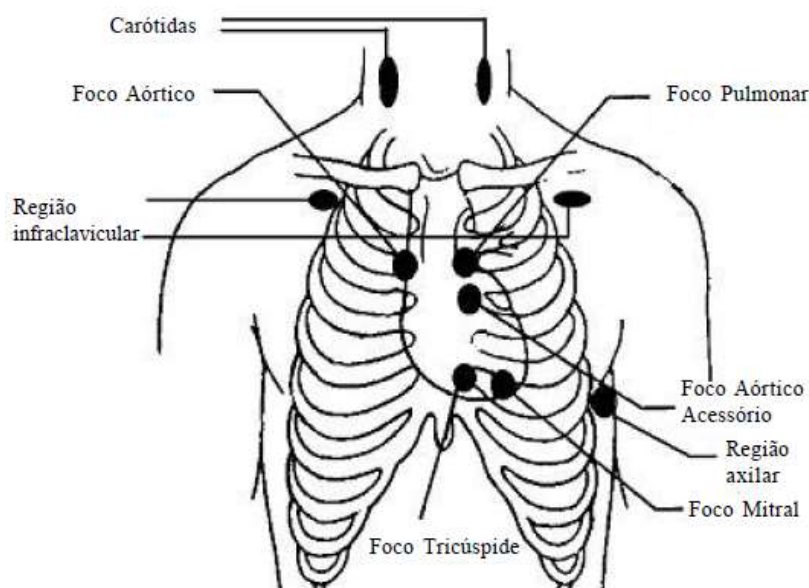
Um local silencioso é essencial para realizar a ausculta cardíaca, pois muitos sons são de fraca intensidade, de forma que o ruído do ambiente pode interferir na identificação de sopros e bulhas. É aconselhável fechar as janelas e portas do ambiente, desligar os aparelhos que emitem sons e limitar o número de pessoas no ambiente de exame. Um estudo mostrou que a ausculta cardíaca teve acurácia diagnóstica de 70 a 97%, sendo maior para problemas no septo ventricular e menor para doença combinada das válvulas aórtica e mitral, insuficiência aórtica e gradientes intraventriculares (BENSEÑOR; MARTINS; ATTA, 2002).

Para Garcia (1998), o paciente deve ser auscultado deitado, em decúbito dorsal e lateral esquerdo, sentado, sentado e inclinado para frente, em pé e com o tronco inclinado para frente, respirando normalmente e forçando a respiração. Os sons se propagam pelo tórax em alguns pontos, que são os focos da ausculta cardíaca. Basicamente são cinco, destacados a seguir:

- a) Foco aórtico: segundo espaço intercostal direito, junto a borda do esterno.
- b) Foco pulmonar: segundo espaço intercostal esquerdo, junto a borda do esterno.
- c) Foco mitral: quinto espaço intercostal esquerdo, sobre a linha hemiclavicular esquerda.
- d) Foco tricúspide: sobre o apêndice xifóide.
- e) Foco aórtico acessório: sobre a borda esquerda do esterno, quando este intercepta uma linha imaginária que liga o foco aórtico ao foco mitral.

É importante enfatizar que a ausculta não deve se restringir somente a esses pontos, mas quando convém, o médico auscultará outras regiões de interesse. Os focos destacados estão ilustrados na Figura 8.

Figura 8 – Focos auscultatórios.



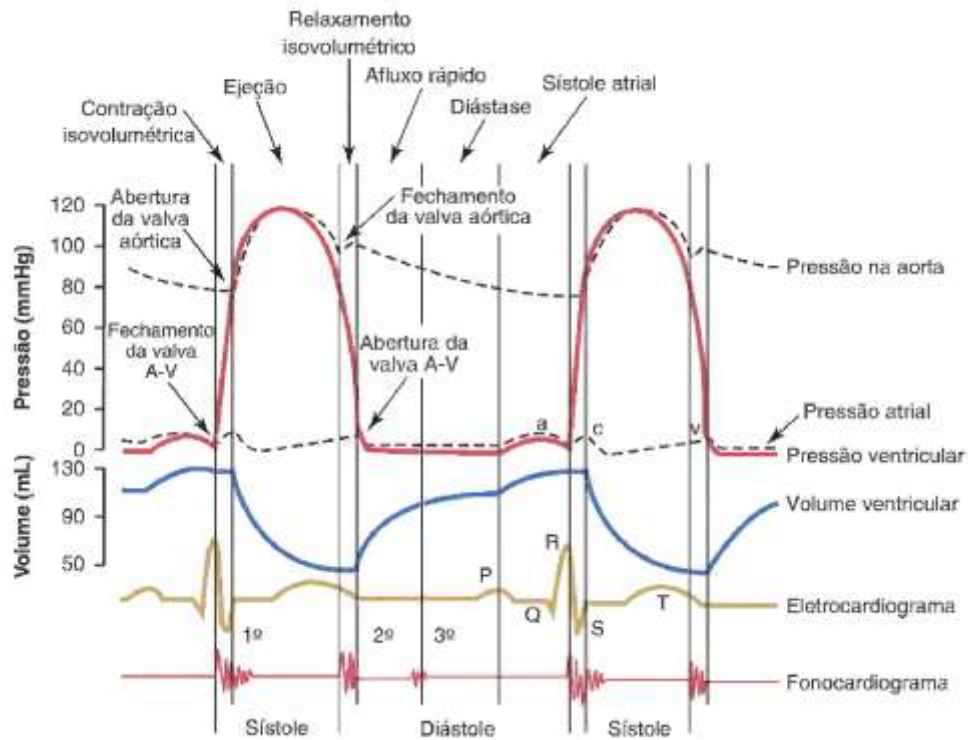
Fonte: Pazin Filho, Schmidt e Maciel, 2004.

2.1.3.1 O ciclo cardíaco

Para compreendermos os mecanismos de determinados sons, é fundamental entender o conjunto de modificações hemodinâmicas que ocorrem durante o ciclo cardíaco. Guyton e Hall (2011) definem o ciclo cardíaco como sendo um conjunto de eventos cardíacos que ocorre entre o início de um batimento cardíaco e o início do próximo. Pode-se definir dois pontos principais dentro desse ciclo, chamados de diástole, período de relaxamento do coração, e sístole, período de contração. Os átrios e ventrículos estão relacionados a todo o processo de sístole e diástole ocorridos durante o ciclo cardíaco, ilustrado na Figura 9.

As três primeiras curvas ilustram as variações de pressão na aorta, no ventrículo esquerdo e no átrio esquerdo, respectivamente. Já a quarta curva ilustra as variações de volume ventricular esquerdo; a quinta curva mostra o eletrocardiograma que avalia a atividade elétrica do coração; e a última curva ilustra o fonocardiograma, que é o registro de todos os sons produzidos pelo coração - sobretudo pelas válvulas cardíacas - durante o bombeamento.

Figura 9 – Ciclo cardíaco para o funcionamento do ventrículo esquerdo.



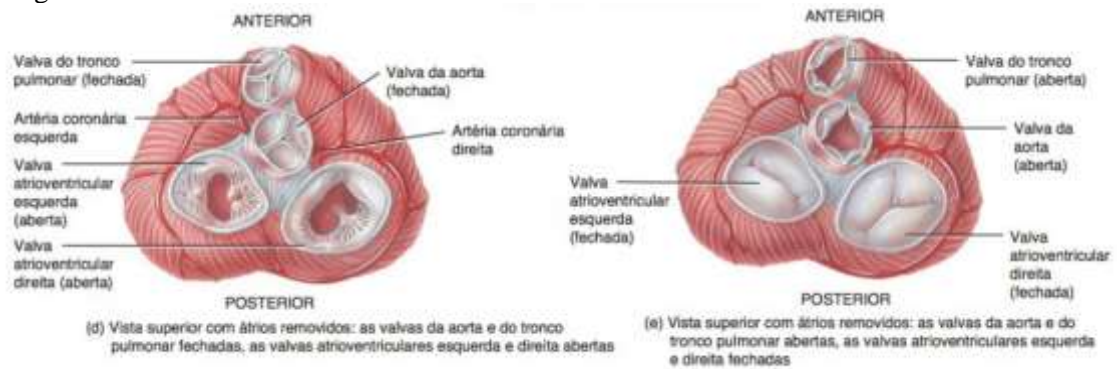
Fonte: Guyton e Hall, 2011.

2.1.3.2 Sons cardíacos normais

Durante o funcionamento do coração são gerados sons característicos, conhecidos como bulhas cardíacas (GARCIA, 1998). Elas delimitam os intervalos a partir dos quais todos os eventos observados na ausculta cardíaca são descritos (PAZIN-FILHO; SCHMIDT; MACIEL, 2004). A primeira bulha cardíaca (S1) é produzida pelo fechamento das válvulas atrioventriculares (AV) em consequência dos eventos mecânicos que acontecem durante a sístole ventricular. É alta, mais prolongada, e descrita como um som de “tum” que se ouve melhor no foco mitral. A segunda bulha (S2) ocorre entre o fechamento das válvulas semilunares (SV). É mais curta e não tão alta quanto a primeira, sendo descrita como o som de “tá”, e melhor ouvida nos focos aórtico e pulmonar (TORTORA; NIELSEN, 2013). O processo de abertura e fechamento das válvulas é ilustrado na Figura 10.

De acordo com Guyton e Hall (2011), o tempo de duração da primeira e segunda bulha é um pouco maior que 0,10 segundos - a primeira bulha dura cerca de 0,14 segundos, e a segunda dura cerca de 0,11 segundos.

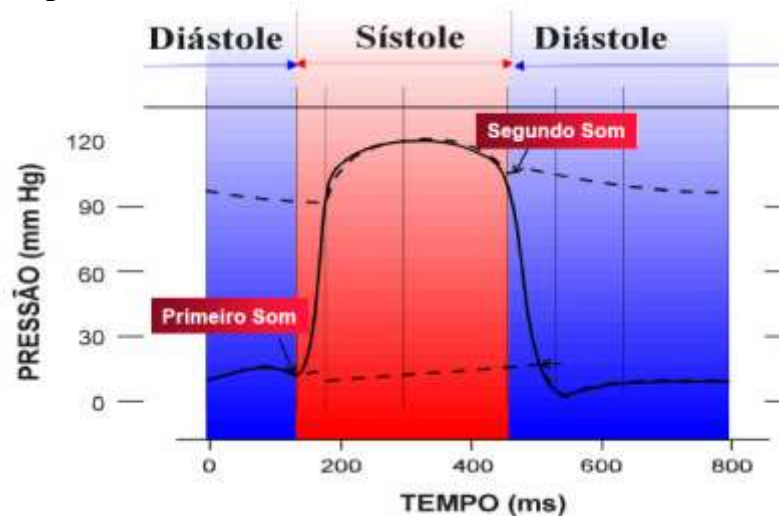
Figura 10 – Válvulas cardíacas.



Fonte: Tortora e Nielsen, 2013.

Na Figura 11 esta destacada a localização de onde ocorre os sons cardíacos normais (primeira e segunda bulhas) gerados pelo movimento das válvulas cardíacas que se fecham abruptamente para impedir a regurgitação do sangue.

Figura 11 – Sons do ciclo cardíaco.



Fonte: Costa et al, 2009.

A terceira bulha cardíaca (S3) é um som transitório de baixa frequência, de origem ainda não completamente conhecida, que está relacionada ao aumento de dimensões ventriculares e/ou enchimento ventricular que ocorre após a segunda bulha. A S3, em geral, tem timbre diferente das outras bulhas, com intensidade e timbre mais alto, chamado de galope (MARTINS et al., 2009). O conhecimento das implicações prognósticas, associadas à terceira bulha é muito importante para o estudo médico, pois é um marcador de disfunção do ventrículo esquerdo (PAZIN-FILHO; SCHMIDT; MACIEL, 2004). A frequência desse som é em geral tão baixa que não se pode ouvi-lo, contudo, ele pode muitas vezes ser registrado no fonocardiograma (GUYTON; HALL, 2011).

A quarta bulha (S4), ou bulha cardíaca atrial, apresenta características físicas comparáveis às da terceira bulha, tanto em frequência como em duração. A S4 pode ser registrada pelo fonocardiograma, contudo, não pode ser auscultada devido a suas amplitudes e frequências muito baixas. Esse som ocorre quando os átrios se contraem, e presumivelmente é causado pelo influxo de sangue nos ventrículos, que desencadeia vibrações similares à terceira bulha (GUYTON; HALL, 2011).

Durante a auscultação cardíaca, existe uma outra etapa que é a identificação dos silêncios do ciclo cardíaco. A sístole se inicia com o primeiro ruído e termina com o início do segundo ruído, chamado de pequeno silêncio, e a diástole situa-se entre o segundo ruído e segunda bulha, chamado de grande silêncio. Consequentemente todos os fenômenos acústicos que acontecem durante o pequeno silêncio são sistólicos, e durante o grande silêncio são diastólicos (GARCIA, 1998).

2.1.3.3 Sons cardíacos anormais

Além dos sons considerados normais, uma variedade de outros sons pode estar presente (BATES; BICKLEY; SZILAGYI, 2005). Garcia (1998) lista alguns dos principais tipos de sons anormais, como a alteração da intensidade das bulhas cardíacas, o desdobramento da bulha, os sopros e os cliques.

A intensidade da - primeira e segunda bulhas - pode acontecer de duas formas: a primeira quando aumentada é denominada de hiperfonese, e a segunda, quando diminuída é denominada de hipofonese. Já o desdobramento da bulha é reconhecido por meio do não sincronismo durante o fechamento das válvulas atrioventriculares e arteriais, correspondentes a sons que formam a primeira e segunda bulha, respectivamente (GUYTON; HALL, 2011).

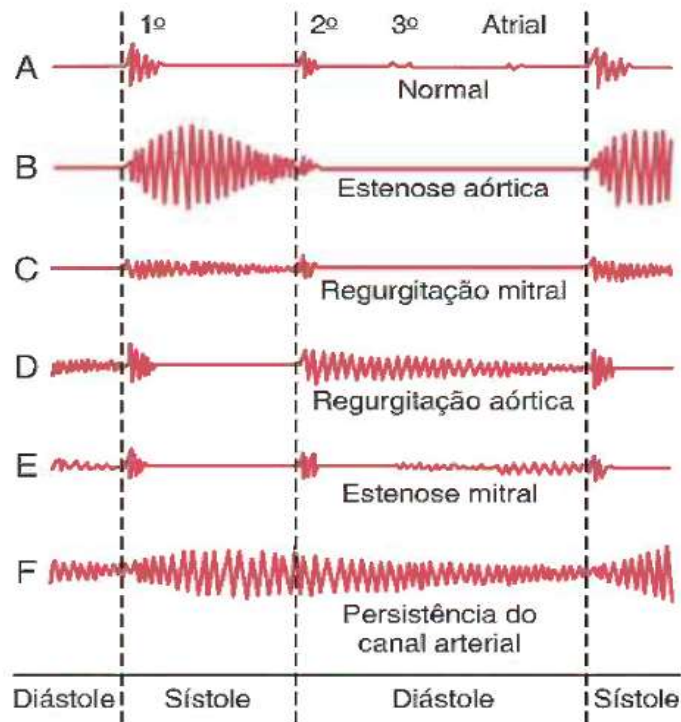
Os sopros cardíacos são definidos como ruídos longos formados devido a um turbilhão na massa sanguínea. Isso ocorre porque o sangue passa em alta velocidade pelos orifícios chamados de valvares estreitados, ou também quando as valvas não se fecham de forma correta. Os sopros são ruídos longos que muitas vezes substituem as bulhas cardíacas normais, podendo ocorrer também entre elas, ocupando total ou parcialmente o silêncio do clique cardíaco. São classificados de acordo com a estrutura anatômica responsável pela formação da turbulência: sistólico, diastólico ou em sístole-diastólico (GARCIA, 1998).

Os cliques são divididos entre dois principais tipos de sons anormais: as bulhas de ejeção e os estalidos da abertura valvar. As bulhas de ejeção caracterizam-se como sons curtos,

secos e agudos e os estalidos da abertura valvar apresentam timbre agudo e seco (GARCIA, 1998).

A Figura 12 ilustra fonocardiogramas de um coração normal no gráfico da linha A, exemplificando vibrações das 4 bulhas normais, e ilustra nos gráficos das outras linhas, diversos distúrbios. Pode-se observar a relação dos períodos de sístole e diástole com os sons, além das variações nas bulhas ocasionadas pelos distúrbios (GUYTON; HALL, 2011).

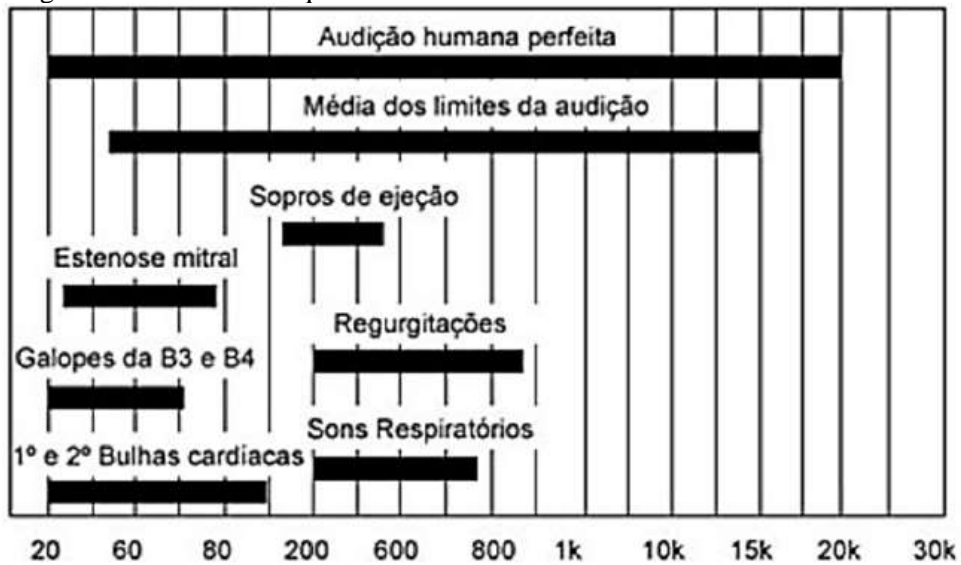
Figura 12 – Fonocardiogramas de corações normais e anormais.



Fonte: Guyton e Hall, 2011.

A Figura 13 ilustra a faixa de frequência de ruídos cardíacos, em relação aos limites de audição humana.

Figura 13 – Faixa de frequência dos ruídos cardíacos.



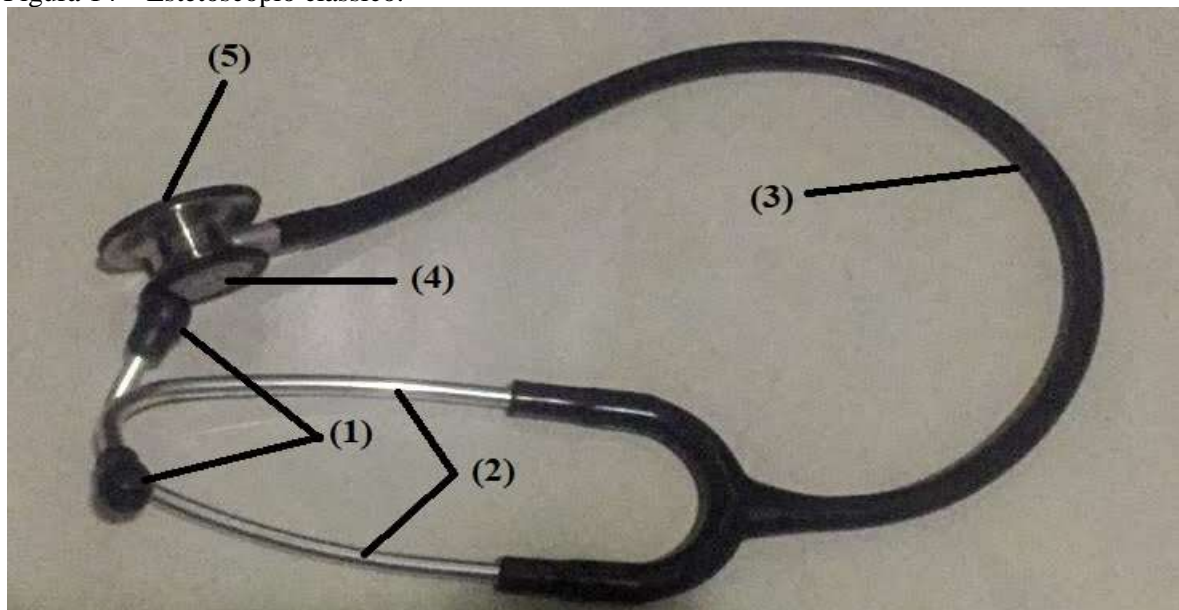
Fonte: Menaré e Araújo, 2011.

2.2 Estetoscópios

2.2.1 Funcionamento

De acordo com Garcia (1998), o funcionamento do estetoscópio é esclarecido pela física dos tubos acústicos, cuja principal propriedade é evitar atenuação da onda sonora por espalhamento. O estetoscópio mais atual pode ser dividido em 5 partes principais: olivas auriculares (1), hastes (2), tubo de condução (3), campânula (4) e diafragma (5).

Figura 14 – Estetoscópio clássico.



Fonte: Autora da pesquisa, 2019.

As olivas auriculares devem se adaptar ao canal auditivo para que sejam reduzidas as interferências sonoras externas. As pontas devem ser feitas de material plástico, para se adequarem ao canal auditivo, sem causar pressão intensa, ocasionando dor e impossibilitando uma ausculta adequada (SOUZA et al, 1995).

As hastes são os arcos metálicos, que devem ser ajustados de tal modo que o eixo de cada uma das peças seja paralelo ao eixo do canal auditivo externo (SOUZA et al, 1995). Os tubos condutores permitem o ajuste das peças olivares ao meato auditivo (GARCIA, 1998). O material é feito de plástico e liga as hastes metálicas à câmara receptora, ou seja, por esse tubo é feita a condução sonora dos ruídos corpóreos. É recomendado que os tubos não sejam longos - de 25 a 30 cm -, pois quanto mais rígidos e com menor diâmetro interno, melhor a qualidade do som (MARTINS et al, 2009).

A campânula é uma estrutura que pode ou não existir, responsável pela transmissão dos sons. Todavia, na prática quando encostada suavemente na pele, sem tensão, capta melhor sons de baixa frequência. Entre os estetoscópios, alguns têm apenas o diafragma, porém com a película móvel para dentro e quando pressionada na pele, faz o papel de uma campânula (MARTINS et al, 2009).

2.3 Processamento de sinais

Smith (2003) define o processamento digital de sinais como um conjunto de algoritmos matemáticos e técnicas para manipular sinais que são convertidos do formato analógico para o formato digital. Esses sinais originam-se do mundo real, como por exemplo vibrações sísmicas, imagens, ondas sonoras, entre muitos outros. Uma melhor análise dos sons corporais possibilitaria diagnósticos mais assertivos. Na década de 80, com a invenção dos computadores pessoais, o processamento digital de sinais passou a ser usado em novas aplicações (SMITH, 2003).

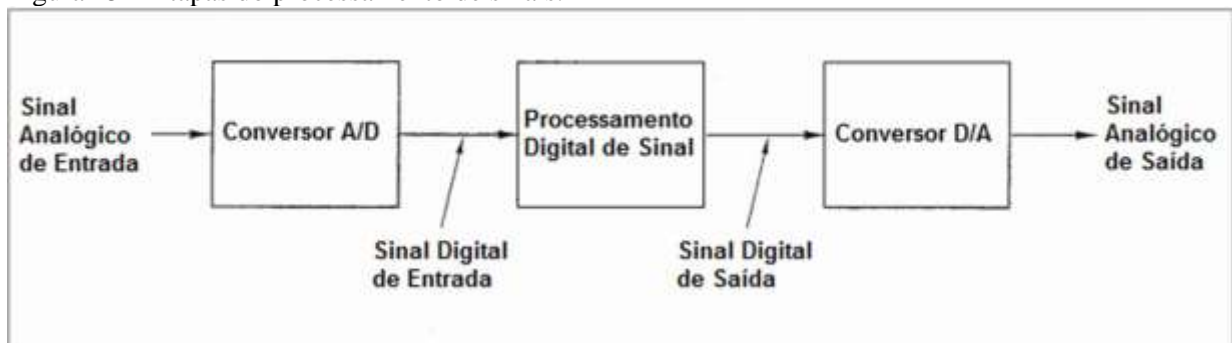
O rápido desenvolvimento nessa área se deu em função do contínuo avanço nas tecnologias de computadores e dos circuitos integrados, que tendem a ser cada vez menores, mais eficientes, mais rápidos e mais baratos, permitindo a criação de sistemas mais desenvolvidos e que serão capazes de fazer processamentos digitais bem mais complexos (PROAKIS, 2007).

2.3.1 Sinais contínuos e discretos no tempo

Proakis (2007) define um sinal como uma grandeza física variando em função do espaço, tempo ou outra variável qualquer. A maior partes dos sinais existentes vem de variável contínua que assume valores contínuos, ou seja, é classificado como um sinal contínuo. Por outro lado, quando convertemos um sinal analógico em formato digital, é necessário que a grandeza representada pelo sinal e o parâmetro em função do qual a grandeza varia sejam quantizados, definindo assim o sinal como discreto (SMITH, 2003).

Essa conversão é fundamental para o processamento, pois possibilita tratar o sinal digitalmente. A Figura 15 ilustra as etapas do processamento de sinal. O sinal analógico de entrada passa pela conversão analógico para digital (A/D), gerando um sinal digital de entrada que é processado digitalmente, resultando em um sinal digital de saída que é convertido em um sinal analógico de saída (PROAKIS, 2007).

Figura 15 – Etapas do processamento de sinais.



Fonte: Rizzo, 2014.

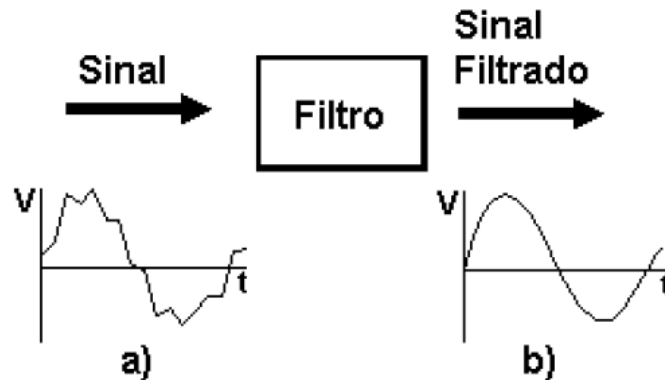
Proakis (2007) destaca que o processamento feito digitalmente é mais fácil em relação a um processamento direto em domínio analógico, pois para se alterar o processamento digital altera-se apenas a programação, enquanto que em domínio analógico, todo o hardware precisa ser projetado novamente.

2.4 Filtros analógicos

Um filtro tem a função de remover componentes indesejados do sinal, como ruídos, ou remover componentes desejados, como por exemplo, excluir uma faixa específica de frequência. Há dois tipos principais de filtros: analógicos e digitais (VOLPATO, 2005). Dentro do domínio analógico estão os amplificadores de áudio, os filtros RC passivos e ativos, entre

outros (LEAL, 2013). Na Figura 16, visualiza-se uma aplicação de um filtro analógico. No gráfico a) tem-se na Figura, o sinal original da tensão em volts em função do tempo (t). Já em b), observa-se o mesmo sinal depois de passar por um filtro analógico, está livre de ruídos.

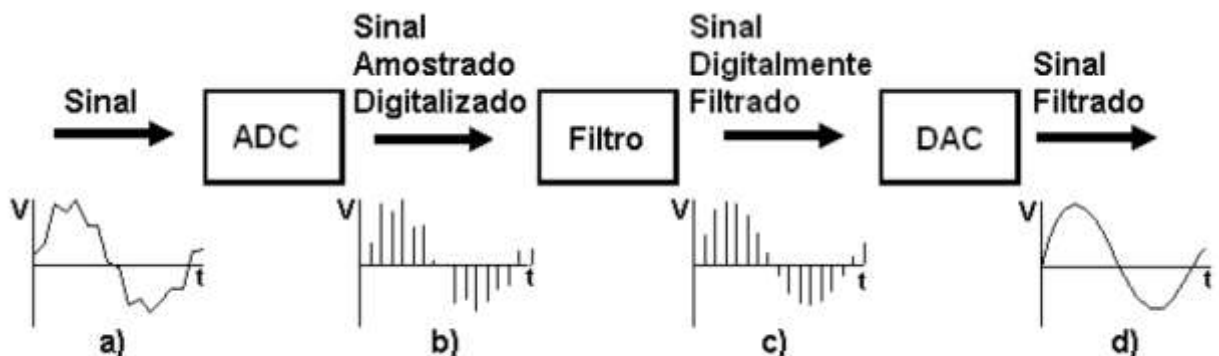
Figura 16 – Representação de um filtro analógico.



Fonte: Volpato, 2005.

Os filtros digitais por outro lado, usam um processador digital para executar cálculos numéricos em valores amostrados de sinal (VOLPATO, 2005). Na Figura 17, o esquema em blocos ilustra a filtragem digital de um sinal. Em a) o sinal analógico de entrada é amostrado e digitalizado por um conversor A/D. Em b) tem-se o gráfico do sinal já digitalizado pelo conversor. Em c) o resultado da conversão é transferido para o processador, onde o sinal é filtrado, sendo em seguida passado por um conversor D/A quando necessário, gerando o gráfico d).

Figura 17 – Representação do processo de filtragem digital.



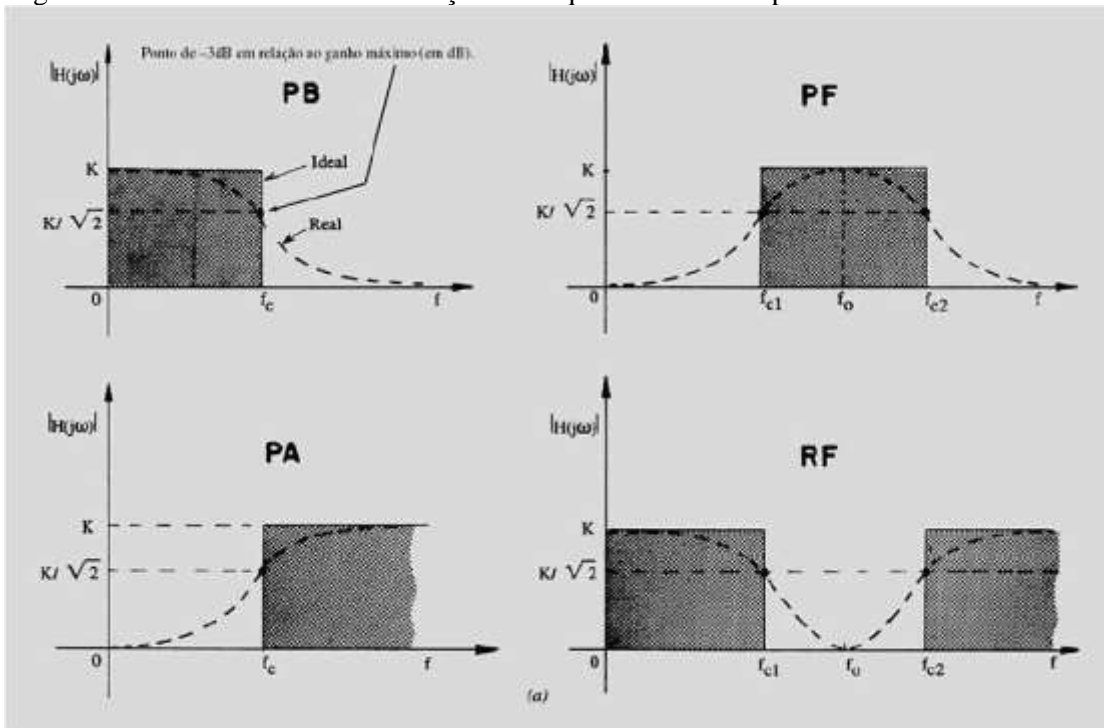
Fonte: Volpato, 2005.

Pertence Júnior (2003) classifica os filtros segundo critérios. Um desses critérios é a tecnologia utilizada para implementar os filtros, pela qual eles podem ser classificados em passivos ou ativos. Os filtros passivos são constituídos apenas por elementos passivos como

resistores, indutores e capacitores. Porém, esse tipo de filtro é inviável para baixas frequências, pois necessitam de indutores muito grandes. Já os filtros ativos usam elementos passivos associados a elementos ativos, como transistores e amplificadores operacionais.

Um outro critério de classificação dos filtros outra é quanto a sua função, segundo a qual os filtros podem ser: passa-altas (PA), passa-baixas (PB), passa-faixa (PF) e rejeita-faixa (RF). O filtro passa-altas permite a passagem das frequências altas e atenua as frequências inferiores. O filtro passa-baixas permite a passagem de frequências abaixo de uma frequência determinada (frequência de corte), ou seja, frequências superiores são atenuadas. Já o filtro passa-faixa só permite a passagem de frequências situadas entre as frequências de corte superior e inferior. Frequências fora deste intervalo serão atenuadas. Por último, o filtro rejeita-faixa só permite a passagem de frequências que estejam fora do intervalo compreendido entre as frequências de corte superior e abaixo das frequências de corte inferior (PERTENCE JÚNIOR, 2003). A Figura 18 contém os gráficos com o ganho dos filtros em função da frequência do sinal. As linhas tracejadas representam as respostas reais dos filtros, a letra K representa o ganho e $|H(j\omega)|$ representa o módulo do ganho de tensão do filtro.

Figura 18 – Ganho dos filtros em função da frequência do sinal aplicado.



Fonte: Pertence Júnior, 2003.

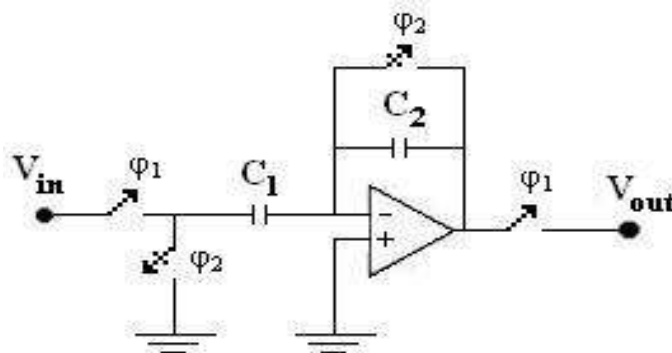
2.5 Filtros a capacitor chaveado

Além dos filtros analógicos e digitais, há outra categoria chamada de sistemas analógicos amostrados, e dentro dessa categoria encontram-se os circuitos a capacitor chaveados. Sua utilização é isenta da imprecisão gerada pelos valores absolutos de seus componentes, pois sua resposta em frequência é precisa, com boa linearidade na faixa dinâmica (PEREZ, 2013).

A importância dos filtros a capacitores chaveados (SC) se deve às vantagens de sua integração, em comparação com as outras duas categorias de filtros (CAÑIVE, 2001). Nos filtros a SC o sinal de entrada é amostrado periodicamente e armazenado sob forma de tensão nos seus capacitores, logo eles processam sinais discretos no tempo e contínuos em amplitude. Os filtros a SC, são circuitos analógicos a dados amostrados, seus sinais processados podem assumir qualquer valor real, mudando apenas em instantes discretos de tempo. Em intervalos de tempo entre as mudanças de valor, os sinais a dados amostrados permanecem constantes (PEREZ, 2013).

Os filtros chaveados tem uma precisão semelhante à conseguida em algumas implementações digitais, ainda que apresentem um consumo de potência significativamente menor. A Figura 19 ilustra o funcionamento básico de um circuito a capacitor chaveado. O filtro possui dois estágios de operação devido às fases φ_1 e φ_2 das chaves. Quando a chave 1 (φ_1) está fechada, a chave 2 (φ_2) está aberta e o capacitor se carrega. Já quando a chave 1 está aberta, a chave 2 estará fechada, logo o capacitor descarrega.

Figura 19 – Funcionamento de um circuito a capacitor chaveado.



Fonte: Mingliang, 2006.

2.6 Tecnologia PSoC

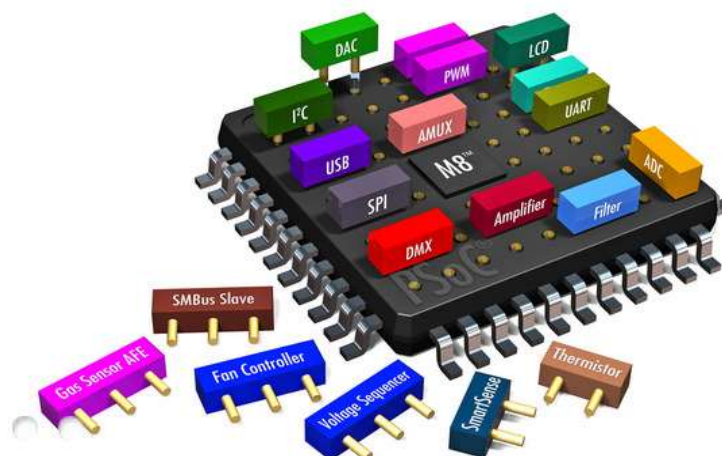
O lançamento do PSoC pela empresa Cypress foi uma inovação no mercado, pelo fato de unir tecnologia digital e analógica em um único dispositivo. O PSoC é um microcontrolador que possui um conjunto de subsistemas em apenas um chip, podendo ser configurado para formar um sistema complexo, contando com módulos analógicos e digitais que possibilitam uma infinidade de configurações (SANTOS; NICOLOSI, 2006).

Os módulos permitem a concentração da maior parte do projeto dentro do dispositivo, diminuindo a necessidade de componentes externos e a placa de circuito impresso (PCI). Além disso, o PSoC dispõe de um ambiente de desenvolvimento inovador chamado de IDE-PSoC Designer para sua configuração e programação (LEAL, 2013).

O PSoC contém vários recursos, como amplificadores, filtros, contadores, temporizadores, PWM's, interfaces de comunicação, entre outros. No entanto, essas funções encontram-se desabilitadas e as saídas não estão conectadas a nenhum bloco (LEAL, 2013).

Os blocos que serão utilizados devem ser configurados e habilitados dentro dos parâmetros corretos para sua operação, e o projetista terá que programar o fornecimento de energia para cada bloco e configurar qual pino do CI será ligado em qual entrada e saída do bloco. Além do mais, por utilizar apenas os recursos desejados para o projeto, o PSoC consumirá menos energia, ao contrário de outros dispositivos (LEAL, 2013). A Figura 20 ilustra o fato de que cada bloco pode executar uma operação diferente dependendo da sua configuração, e que eles não estão alocados em lugares fixos no PSoC.

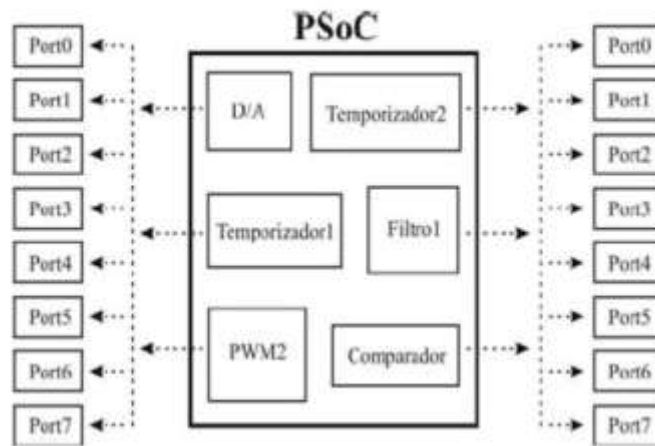
Figura 20 – Disposição dos recursos no PSoC.



Fonte: Cypress Semiconductor Corporation, 2012.

Na Figura 21, é possível visualizar as interconexões das portas no PSoC.

Figura 21 – Configuração dos pinos no PSoC.



Fonte: Vicente, 2009.

O PSoC possui um poderoso núcleo, suportando inúmeros recursos, incluindo CPU, memória, clocks e GPIO (General Purpose IO) configurável (CYPRESS SEMICONDUCTOR CORPORATION, 2017).

A CPU usa controle de interrupção com 11 vetores para simplificar a programação de eventos em tempo real (CYPRESS SEMICONDUCTOR CORPORATION, 2017).

A memória abrange 4 KB de memória flash para armazenamento de programa, 256 bytes de SRAM para armazenamento de dados e até 2 KB de EEPROM emulado usando a memória flash (CYPRESS SEMICONDUCTOR CORPORATION, 2017).

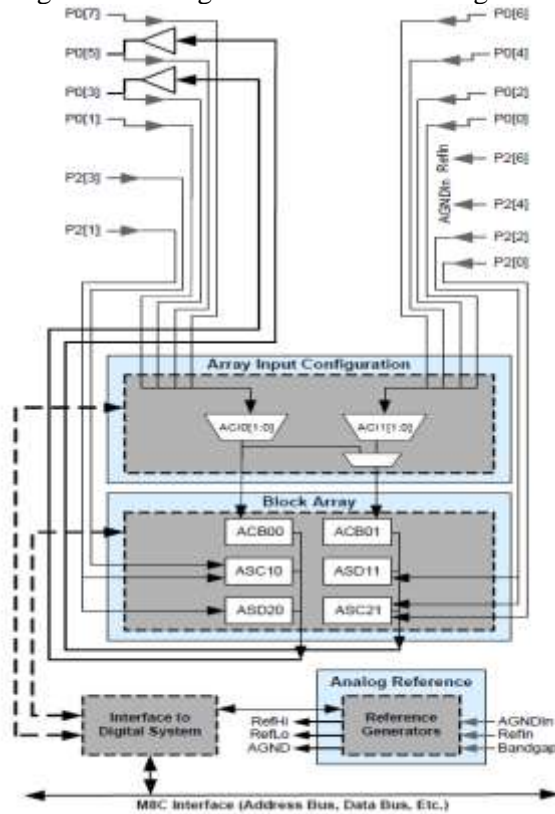
O sistema analógico é composto por 6 blocos configuráveis, cada um composto por um circuito amp op que permite a criação de complexos fluxos de sinais analógicos. Periféricos analógicos são muito flexíveis e podem ser personalizados para atender as exigências de aplicações específicas (CYPRESS SEMICONDUCTOR CORPORATION, 2017). Algumas das funções analógicas mais comuns no PSoC são:

- a) ADCs (até 2, com 6 a 14 bits de resolução, com incremental selecionável, Delta-Sigma e SAR);
- b) Filtros (2 e 4 pólos, passa faixas, passa baixa e notch);
- c) Amplificadores (até 2, com ganho selecionável até 48x);
- d) Amplificadores de instrumentação (um, com ganho selecionável até 93x);
- e) Comparadores (até 2, com 16 limiares selecionáveis);

- f) DACs (até 2, com 6 a 9 bits de resolução);
- g) DACs Multiplicando (até 2, com 6 a 9 bits de resolução);
- h) Drivers de saída de alta corrente (2 com 30 mA);
- i) 1.3 V de referência (como um recurso do sistema);
- j) DTMF discador;
- k) Moduladores;
- l) Correlacionadores;
- m) Detectores de pico;
- n) Muitas outras topologias possíveis;

Blocos analógico são fornecidos em uma coluna de 3, que incluem um bloco de tempo contínuo (CT) e dois blocos a capacitores chaveados (SC), como ilustrado na Figura 22.

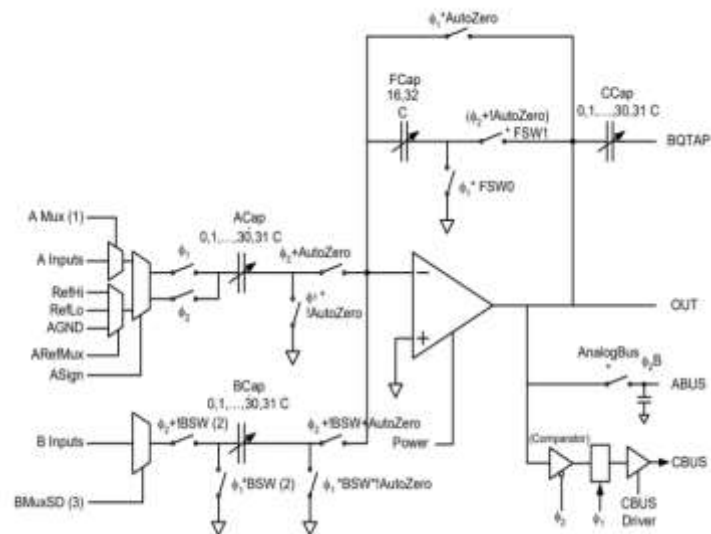
Figura 22 – Diagrama do sistema analógico.



Fonte: Cypress Semiconductor Corporation, 2017.

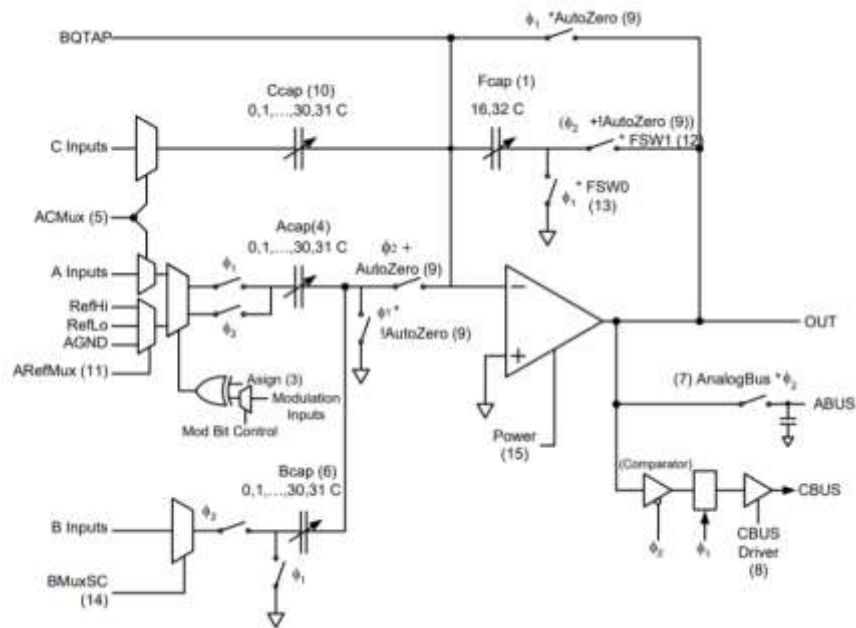
Os blocos SC possuem dois blocos de tipos diferentes, o bloco SC do tipo D e o bloco SC do tipo C, sua diferença está no local onde é possível injetar a o sinal de entrada. Suas topologias são ilustradas nas Figuras 23 e 24.

Figura 23 – Topologia do Bloco Tipo D.



Fonte: Ess, 2017.

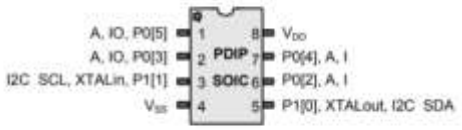
Figura 24 – Topologia do Bloco Tipo C.



Fonte: Ess, 2017.

A pinagem e as configurações do PSoC CY8C24123A estão ilustradas na Figura 25. Cada pino da porta (rotulado com um “P”) é capaz de ser uma entrada ou saída digital. No entanto, V_{SS} , V_{DD} , SMP e XRES não são capazes de ser entrada e saída digital.

Figura 25 – Pinagem do PSoC utilizado.

Pin No.	Type		Pin Name	Description	CY8C24123A 8-Pin PSoC Device 
	Digital	Analog			
1	I/O	I/O	P0[5]	Analog column mux input and column output	
2	I/O	I/O	P0[3]	Analog column mux input and column output	
3	I/O		P1[1]	Crystal input (XTALin), I ² C serial clock (SCL), ISSP-SCLK ^[4]	
4	Power		V _{SS}	Ground connection	
5	I/O		P1[0]	Crystal output (XTALout), I ² C serial data (SDA), ISSP-SDATA ^[4]	
6	I/O	I	P0[2]	Analog column mux input	
7	I/O	I	P0[4]	Analog column mux input	
8	Power		V _{DD}	Supply voltage	

LEGEND: A = Analog, I = Input, and O = Output.

Fonte: Cypress Semiconductor Corporation, 2017.

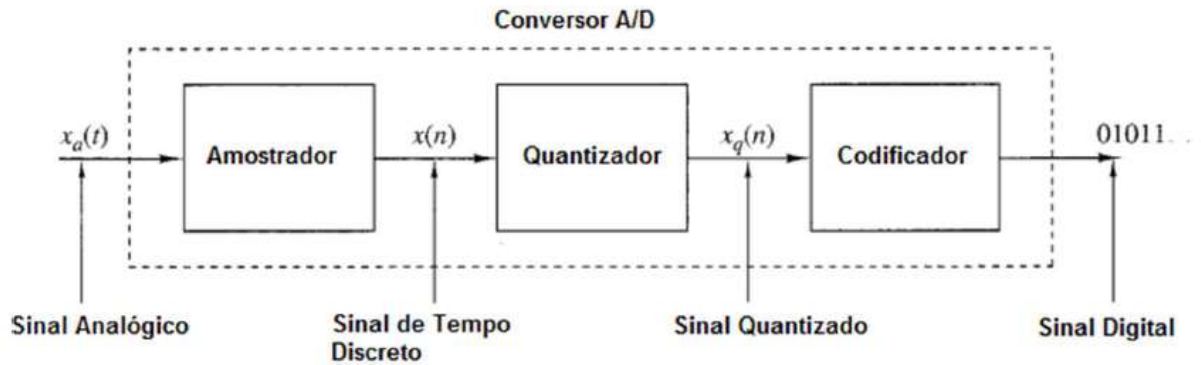
2.7 Conversor analógico-digital

A maior parte dos sinais que existem na ciência e engenharia são do tipo contínuos, dessa forma para que os computadores digitais possam trabalhar com esses sinais é necessário fazer um processo de conversão, que pode ser uma conversão de analógico para digital (A/D) (SMITH, 2003).

A conversão analógico-digital converte um sinal analógico em um sinal digital. O sinal analógico é contínuo, ou seja, em cada intervalo do sinal existem infinitos valores de tensão ou corrente. Como é impossível fazer a conversão de todos esses valores, faz-se uma amostragem desse sinal, o que resulta em um novo sinal descontínuo, denominado de sinal discreto.

Proakis (2007) considera a conversão A/D dividida em três etapas: amostragem, quantização e codificação. A amostragem faz uma aquisição periódica de amostras do sinal analógico, e a quantização converte essas amostras em valores discretos, dentro de um intervalo definido. Por fim, a codificação é o processo onde cada valor discreto é representado por uma sequência de bits (PROAKIS, 2007). A Figura 26 ilustra as etapas de conversão.

Figura 26 – Etapas da conversão A/D.

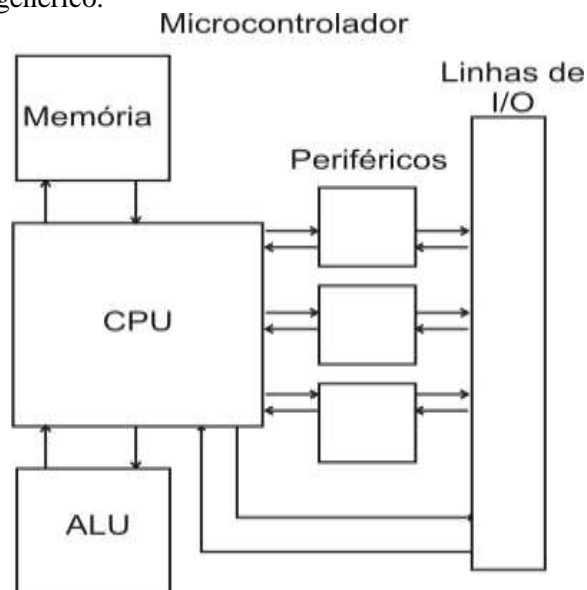


Fonte: Rizzo, 2014.

2.8 Microcontroladores

Microcontrolador é um sistema computacional (DENARDIN, 2014), composto por uma CPU (Central Processor Unit), memória de dados e programa, um sistema de clock, portas de I/O (Input/Output), incluindo periféricos, como por exemplo, módulo de temporização e conversores A/D, entre outros, integrados em um mesmo circuito integrado (MACHADO, 2014). A Figura 27 ilustra em diagrama de blocos os componentes genéricos deste microcontrolador.

Figura 27 – Partes integrantes de um microcontrolador genérico.



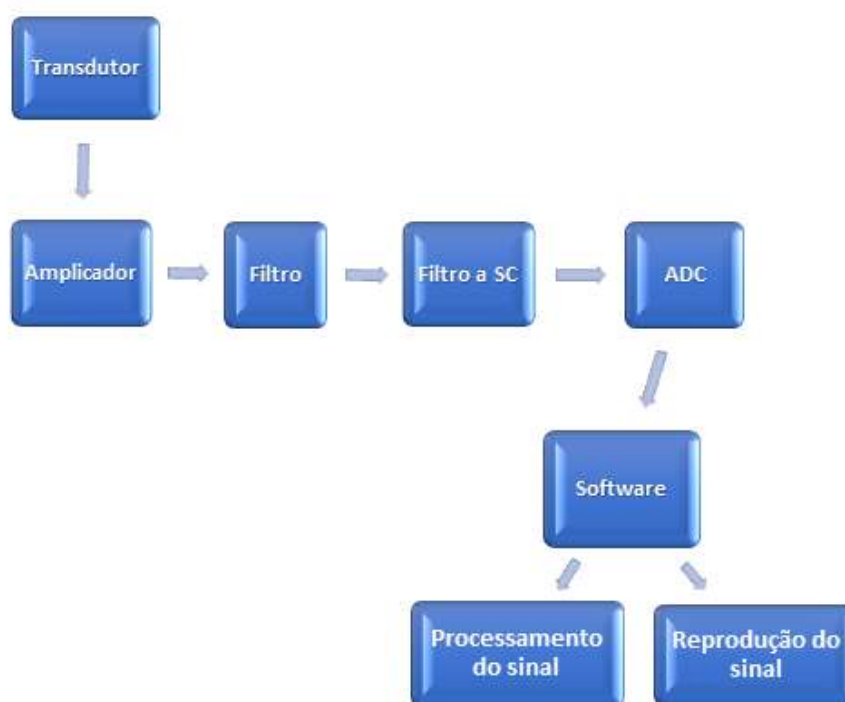
Fonte: Soares, 2002.

Esses dispositivos estão sendo comumente usados nas áreas automotivas, de iluminação, comunicação e dispositivos de baixo consumo de energia. Eles também estão sendo fabricados menores e mais potentes (AYCOCK, 2017).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Para o entendimento do protótipo do estetoscópio digital desenvolvido, é necessário descrever o passo-a-passo dos materiais e da metodologia usada. Para tal, analisa-se a Figura 28, que apresenta as etapas que levaram à construção do protótipo. A primeira etapa é constituída pelo transdutor, a segunda é formada pelo amplificador, filtro analógico e filtro a SC que formam o condicionamento de sinal, seguido da conversão e por fim no software, onde é feito o processamento do sinal. Pode-se observar que cada bloco representa um processo, que será descrito ao longo deste capítulo.

Figura 28 – Etapas de funcionamento do protótipo de estetoscópio digital.



Fonte: Autora da pesquisa, 2019.

Cada etapa executa um processo diferente, e juntos eles realizam o funcionamento geral do estetoscópio digital. A primeira etapa começa pelo transdutor que capta o som corporal de interesse, e depois esse sinal passa por um circuito de condicionamento. Depois disso, o sinal é enviado para o microcontrolador ATMEGA 328 onde é realizada a conversão A/D. Ainda no microcontrolador, o sinal é processado e enviado para um computador onde é mostrado na interface da IDE do Arduino e exportado para o Excel por meio do software PLX-DAQ. Por fim, utiliza-se uma caixinha de som ligada à saída do circuito para reprodução sonora.

3.1 Transdutor

O transdutor utilizado para este trabalho foi um microfone de eletreto ou condensador visto na Figura 29, que converte vibrações sonoras em sinais elétricos (PATSKO, 2006). O microfone de eletreto utiliza um polímero chamado de politetrafluoroetileno, conhecido popularmente como teflon. Esse polímero possui a capacidade de ser carregado eletrostaticamente, ou seja, possibilita a atração ou retenção de pequenas partículas de carga oposta. Em vista disso, o microfone de eletreto não precisa de fonte de tensão para se polarizar (BARRETO NETO, 2015).

Figura 29 – Microfone de eletreto ou condensador.



Fonte: Autora da pesquisa, 2019.

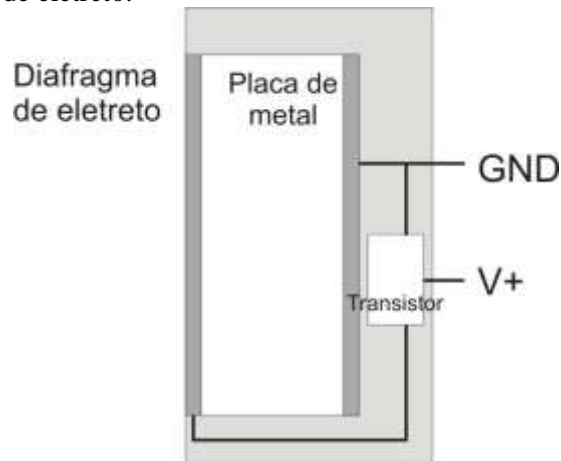
O microfone possui um diafragma grudado a uma fina película de eletreto junto a uma pequena placa de metal. Juntas, essas duas peças compõem um capacitor sensível a variações de ondas sonoras. A vibração do diafragma faz com que a distância entre ele e a placa de metal varie, conseqüentemente a capacitância também varia (PATSKO, 2006). De acordo com Patsko (2006), como a carga armazenada pelo capacitor se mantém constante, tem-se que a tensão entre o diafragma e a placa de metal também varia, de acordo com a equação 4, onde Q é a carga (em Coulombs), C é a capacitância (em Farad) e V é a tensão (em Volts).

$$Q = C.V \quad (4)$$

O sinal elétrico gerado dessa variação, reproduz fielmente a vibração do diafragma (PATSKO, 2006). Além disso, o microfone possui internamente um transistor FET (Field Effect Transistor – Transistor de Efeito de Campo) que recebe este pequeno sinal elétrico e o amplifica, o sinal então amplificado sai pelo pino de dreno do transistor que está na saída do

microfone de eletreto. A função do transistor é servir de buffer, eliminando problemas de impedância e capacitância que podem ocorrer durante a conexão deste componente com o destino final do sinal (que pode ser um amplificador, um gravador ou um microcontrolador) (PATSKO, 2006). A Figura 30 ilustra esse funcionamento.

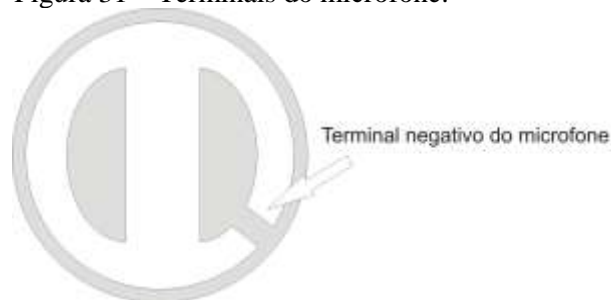
Figura 30 – Funcionamento interno do microfone de eletreto.



Fonte: Patsko, 2006.

A ligação do microfone de eletreto pode variar. O microfone que está sendo usado, possui dois terminais. Como ilustrado na Figura 31, um terminal está isolado e o outro possui uma “extensão” à carcaça do microfone, esse último é o terminal negativo, enquanto o primeiro que está isolado é o terminal positivo e a saída do microfone.

Figura 31 – Terminais do microfone.

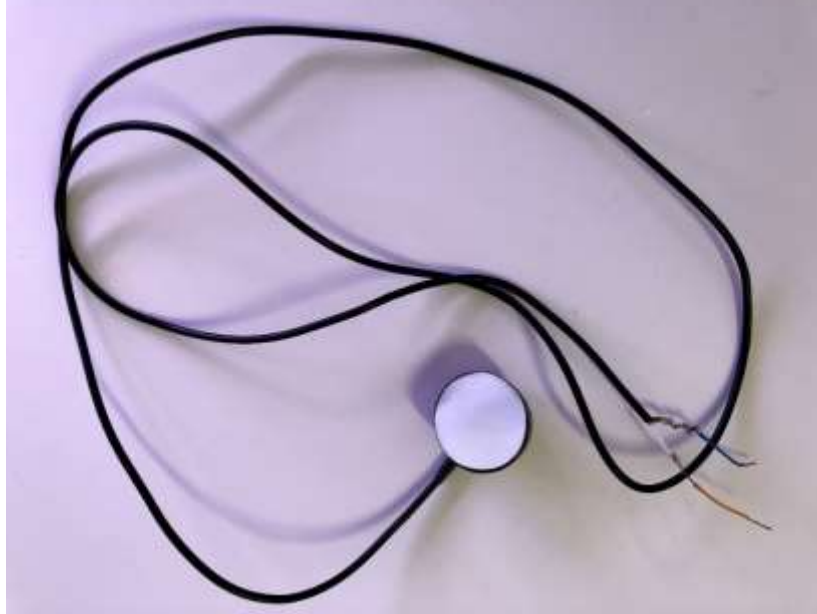


Fonte: Patsko, 2006.

Para a realização deste protótipo, o microfone é acoplado à parte interna da tampa de uma garrafa pet, utilizada por ser um material de fácil acesso, além simular a parte do auscultador. Além disso, é usado um balão para simular o diafragma, que entra em contato direto com o corpo do paciente, para aquisição do som do coração. Dois fios encapsulados

foram soldados ao microfone para serem ligados ao circuito. Essa construção pode ser observada na Figura 32.

Figura 32 – Microfone acoplado ao protótipo de estetoscópio.

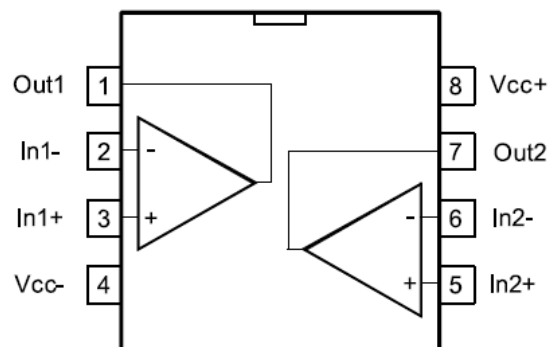


Fonte: Autora da pesquisa, 2019.

3.2 Condicionamento do sinal

O condicionamento do sinal é necessário para que o sinal resultante do microfone possa passar pelo processo de conversão A/D. O condicionamento consiste na amplificação e filtragem do sinal. Para a amplificação foi usado o amplificador operacional LM358 ilustrado na Figura 33, que apresenta baixo consumo, alto ganho de tensão - 100dB - e ganho de banda por volta de 1M Hz, além de ser muito usado em circuitos de áudio (STMICROELECTRONICS, 2017).

Figura 33 – LM358.



Fonte: STMicroelectronics, 2017.

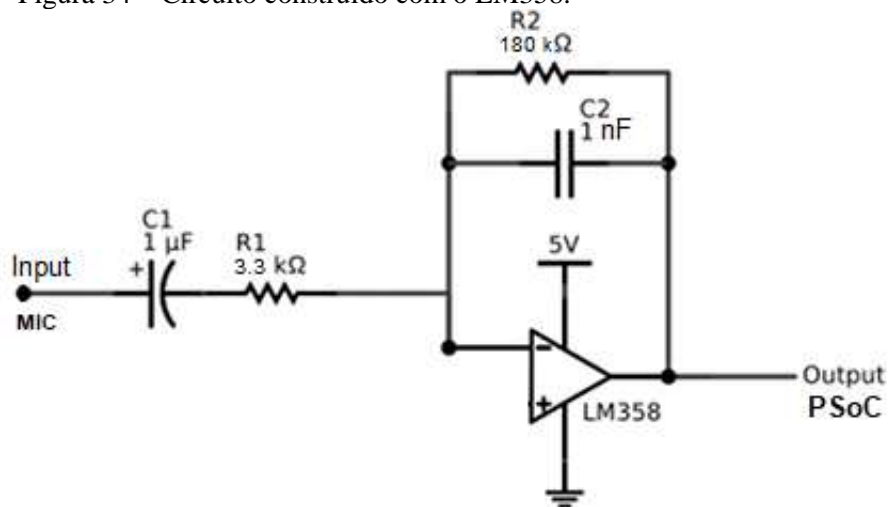
O filtro implementado com o amplificador operacional é uma passa faixa, com tensão adequada para 5V. O circuito possui um filtro passa-altas com frequência de corte regulada por R1 e C1, e um filtro passa-baixa com frequência de corte regulada por R2 e C2. Na equação (5), o circuito é responsável por atenuar baixas frequências e na equação (6), por atenuar altas frequências. O opamp atua como um amplificador inversor com ganho dado pela equação (7). A Figura 34 a seguir mostra o circuito de amplificação e filtragem do sinal.

$$f_1 = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} = \frac{1}{2 * \pi * 3.3 * 10^3 * 1 * 10^{-6}} \cong 48 \text{ Hz} \quad (5)$$

$$f_2 = \frac{1}{2\pi R_2 C_2} = \frac{1}{2 * \pi * 180 * 10^3 * 1 * 10^{-9}} \cong 884 \text{ Hz} \quad (6)$$

$$G = \frac{R_f}{R_{in}} \cong 54 \quad (7)$$

Figura 34 – Circuito construído com o LM358.



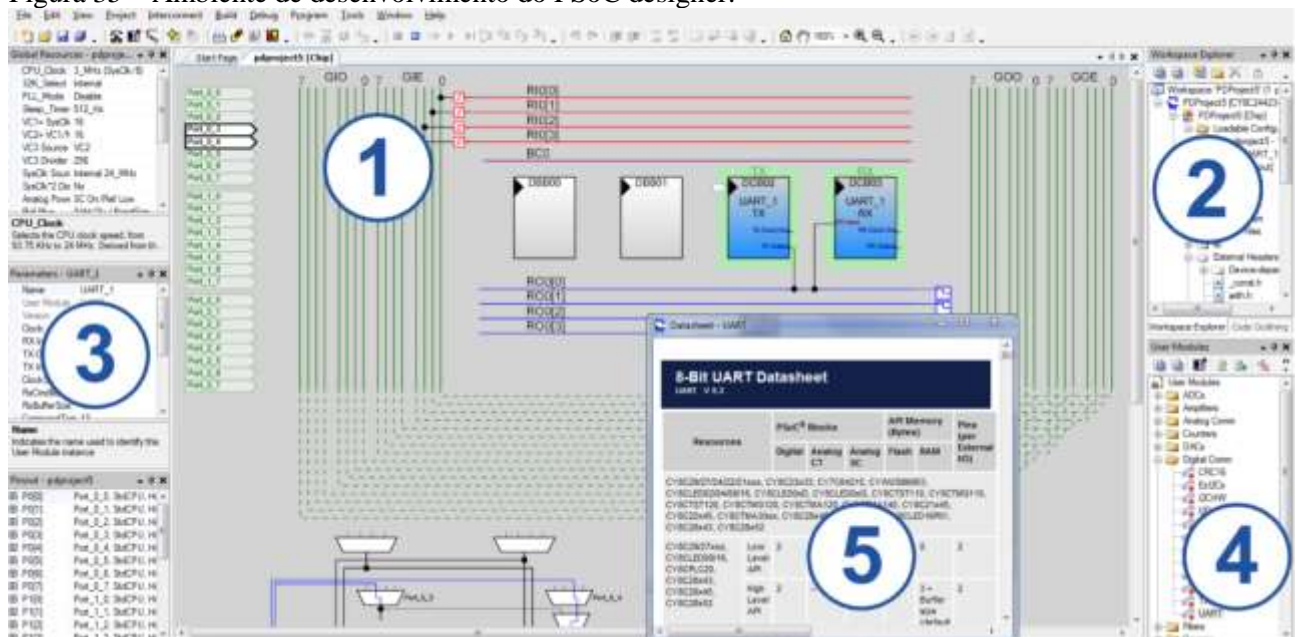
Fonte: Adaptado de Groff, 2013.

Após o processo de amplificação e filtragem, o sinal passa por outra etapa de filtragem com o uso de filtros a capacitor chaveado SC, utilizando o microcontrolador PSoC. O software PSoC Designer, ilustrado na Figura 35, é desenvolvido para projetar, depurar e programar. Ele introduz características únicas, como uma biblioteca de pré-caracterização analógica e periféricos digitais em um ambiente que permite arrastar e soltar blocos, possibilitando adaptações às necessidades específicas do projeto, gerando dinamicamente os códigos (LEAL, 2013).

O PSoC Designer é um ambiente de Desenvolvimento Integrado (IDE), gratuito e baseado no Windows (CYPRESS SEMICONDUCTOR CORPORATION, 2017). Nele você pode:

- a) Arrastar e soltar os módulos de usuário para construir seu projeto de hardware no espaço de trabalho do projeto principal;
- b) Coprojetar sua aplicação de firmware com o hardware PSoC, usando o compilador C do PSoC Designer;
- c) Configurar os módulos do usuário;
- d) Explorar a biblioteca de módulos do usuário;
- e) Revisar as folhas de dados do módulo do usuário.

Figura 35 – Ambiente de desenvolvimento do PSoC designer.



Fonte: Cypress Semiconductor Corporation, 2017.

Para configurar o dispositivo, é usado o PSoC Designer 5.2, fornecido gratuitamente pelo fabricante Cypress, e para programar é utilizado o PSoC-MiniProg, que possibilita uma interface USB entre o dispositivo e o computador.

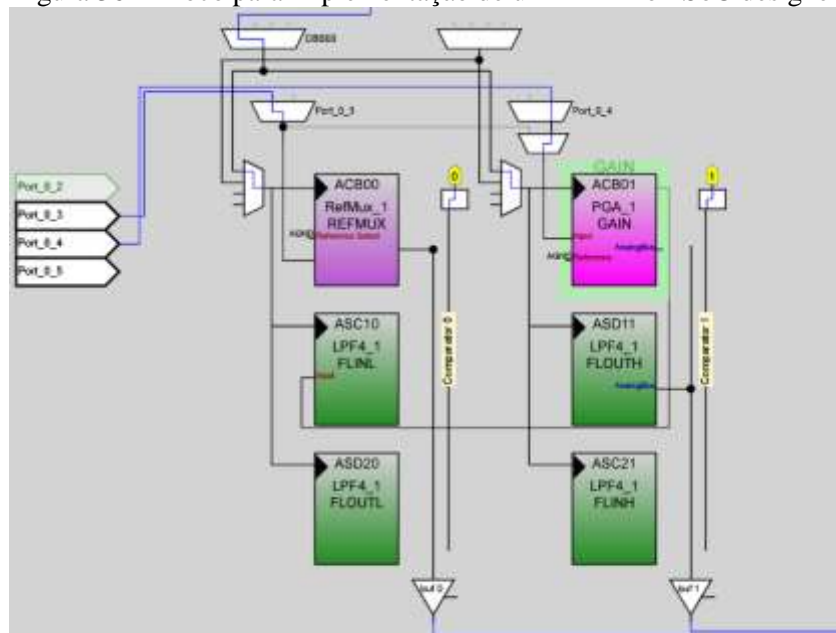
A principal vantagem de utilizar o filtro a SC, é poder programar a frequência de corte desejada. Neste trabalho é utilizado um filtro passa-baixas de 4ª ordem (LPF4). O PSoC disponibiliza ainda um Designer automatizado de 3 funções de aproximação de filtros, que são: Bessel, Butterworth e Chebyshev.

O módulo do usuário LPF4 usa quatro blocos de capacitores chaveados para implementar um filtro passa-baixa de quarta ordem para fins gerais. A frequência de corte e a razão de amortecimento são funções dos capacitores do chip programável e da frequência de clock. Nenhum componente externo é necessário. É preciso selecionar as características do filtro e frequência do clock, com isso os valores do divisor de capacitores e clock são calculados automaticamente na ferramenta de designer (assistente) (CYPRESS SEMICONDUCTOR CORPORATION, 2017).

O filtro passa-baixas é um circuito em que a amplitude dos sinais com frequência acima da frequência de corte f_c é atenuada e os sinais com baixa frequência tem sua amplitude mantida. A frequência de corte é o ponto onde a amplitude do sinal diminui em 3dB (LEAL, 2013).

O primeiro passo para criar o filtro é alocar o filtro passa-baixas de quarta ordem pré-caracterizado no local desejado, dentro dos blocos analógicos do PSoC, conforme ilustrado na Figura 36.

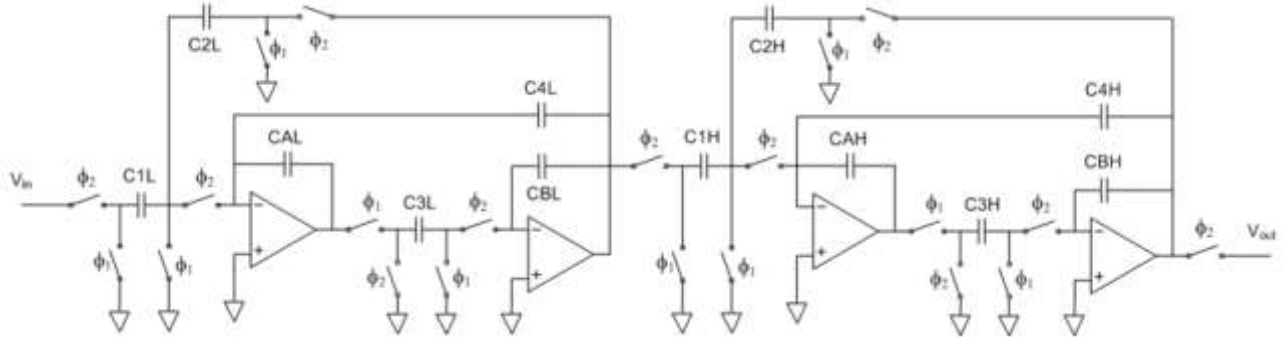
Figura 36 – Bloco para implementação de um LPF4 no PSoC designer.



Fonte: Autora da pesquisa, 2019.

O bloco pré-caracterizado de um filtro passa-baixas de quarta ordem compõe-se de 2 pares dos blocos FLIN e FLOUT nomeados FLINL e FLOUTL para o primeiro par, FLINH e FLOUTH para o segundo (CYPRESS SEMICONDUCTOR CORPORATION, 2014). Então LPF4 utiliza 4 blocos a SC por uma instância. Seu diagrama de interligações é ilustrado na Figura 37.

Figura 37 – Diagrama de interligações do LPF4 no PSoC.

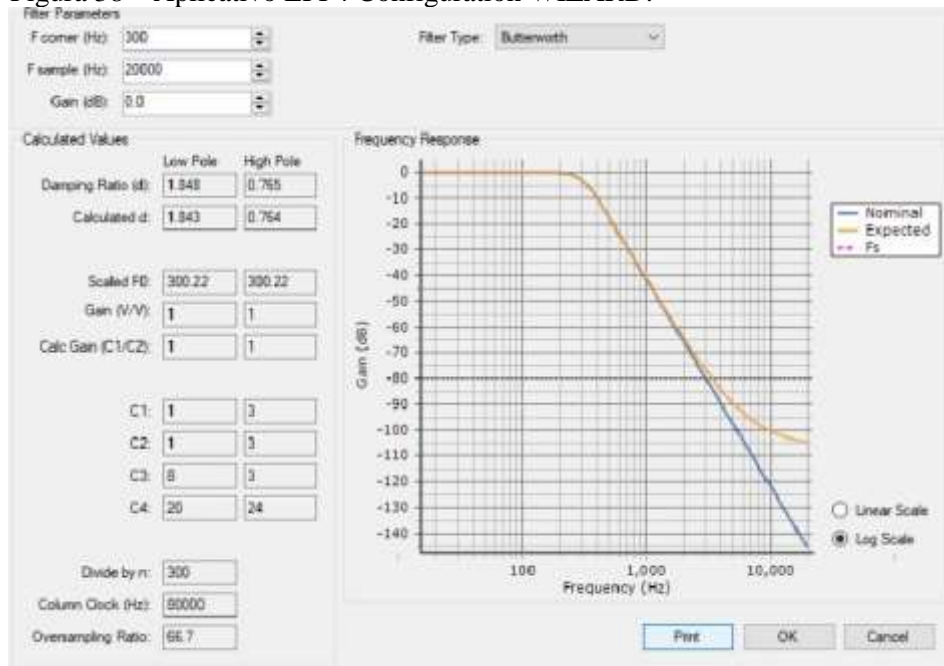


Fonte: Cypress Semiconductor Corporation, 2014.

Existem diversas formas de construir o LPF4, cada construção usa diferentes capacitores e conexões dentro dos blocos FLIN e FLOUT, resultando em uma topologia de circuito distinta e com diferentes mapeamentos e consequências de entrada e saída. Além disso, as topologias também determinam quais conexões podem ser feitas para outros blocos da matriz. Porém, independentemente do posicionamento selecionado, as entradas dos filtros sempre se conectam ao bloco FLINL e as saídas são os blocos FLOUTH (CYPRESS SEMICONDUCTOR CORPORATION, 2014).

A configuração do bloco LPF4 ocorre basicamente através da escolha das capacitâncias, C1L, C2L, C3L, C4L, CAL, CBL, C1H, C2H, C3H, C4H, CAH e CBH, e principalmente da frequência de chaveamento. Dentro da interface de desenvolvimento do projeto há um aplicativo denominado "LPF4 configuration WIZARD" ilustrado na Figura 38, onde é possível configurar o filtro pela escolha da frequência de corte, frequência de chaveamento e tipo de filtro (CYPRESS SEMICONDUCTOR CORPORATION, 2014). Inserindo esses dados, o programa calcula automaticamente quantas unidades de capacitância serão necessárias. Cada unidade de capacitância no PSoC corresponde a aproximadamente 50 femtofarads, e os capacitores podem variar de 1 a 31 unidades (LEAL, 2013).

Figura 38 – Aplicativo LPF4 Configuration WIZARD.



Fonte: Autora da pesquisa, 2019.

Como ilustrado na Figura 38, o aplicativo fornece a resposta em frequência, de acordo com os dados inseridos. No projeto foi utilizado $f_c = 300 \text{ Hz}$ pois, de acordo com Carvalho (1977), a faixa de audição situa-se entre 40 a 750 Hz, sendo que frequências mais próximas de 1000 Hz geram muitos artefatos, $f_s = 20 \text{ K Hz}$ e filtro Butterworth, pois a curva de resposta em frequência do filtro nominal (projetado) se aproxima mais da curva esperada, ou seja, capaz de ser implementada pelo PSoC.

O bloco de ganho programável (PGA) implementa um amplificador não inversor baseado em opamp com ganho programável pelo usuário. Este amplificador possui alta impedância de entrada, ampla largura de banda e referência selecionável. O Módulo do usuário PGA amplifica um sinal aplicado internamente ou externamente (CYPRESS SEMICONDUCTOR CORPORATION, 2017).

Após isso, basta programar a ativação dos blocos, compilar o projeto e gravar no PSoC através do PSoC Mini-Prog.

3.3 Conversor A/D

Depois do sinal passar por todo o processo de condicionamento (amplificação e filtragem), a próxima etapa é a conversão deste de analógico para digital. A conversão é feita usando o Microcontrolador Arduino do tipo Nano, ilustrado na Figura 39, que possui um

processador do tipo Atmega328P com ADC de aproximação contínua de 10 bits. O conversor A/D é conectado a um multiplexador analógico de 8 canais que permite oito entradas de tensão de terminação única (ATMEL, 2015).

Figura 39 – Arduino Nano.



Fonte: Arduíno Store, 2019.

As características mais importantes dos conversores são o tempo de conversão, a taxa de conversão, que indica quantas vezes o sinal analógico ou digital é reconstruído por segundo, e a sua resolução N (VIEIRA et al., 2016). O conversor usado para este trabalho possui: tempo de conversão de 65 a 260 μs , taxa de conversão de 15 Ksps, tensão de 1.1 V selecionável e baixo consumo de energia (ATMEL, 2015). Além disso, o conversor de aproximações sucessivas tem valor fixo de tempo de conversão que não depende do valor analógico de entrada (TOCCI; WIDMER; MOSS, 2011).

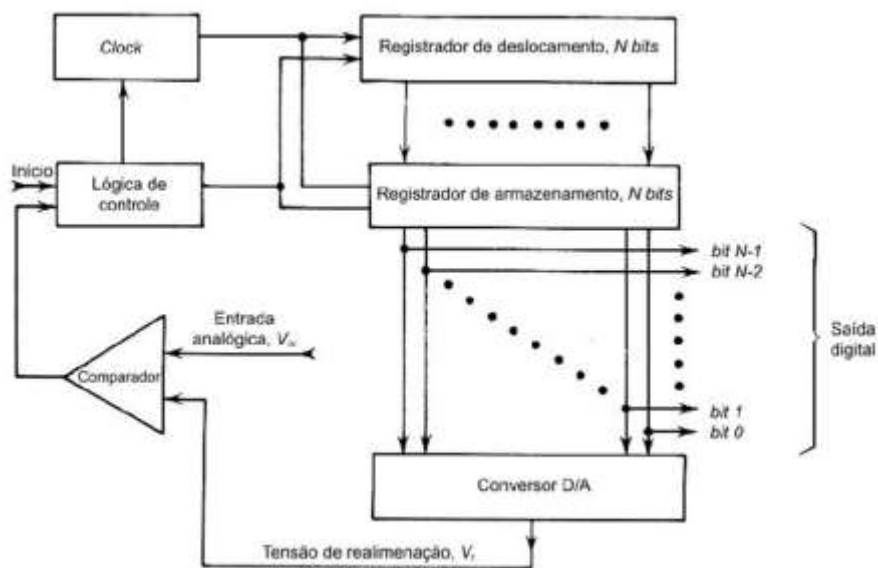
A Figura 40 ilustra os componentes básicos do conversor, cujo exemplo é dado por N aproximações sucessivas entre a entrada analógica, V_{in} , e a tensão de realimentação, V_f . A primeira etapa consiste na comparação que determina se V_{in} é maior ou menor do que metade da $V_{m\acute{a}x}$, em que $V_{m\acute{a}x}$ representa o valor máximo de entrada do conversor. A segunda etapa define em qual $\frac{1}{4}$ da $V_{m\acute{a}x}$ se encontra V_{in} . Cada etapa sucessiva ocorre na faixa de possíveis resultados dividida por um fator 2 (BARNA; PORAT, 1973).

O processo de conversão se inicia com a amostragem do sinal analógico a ser convertido. Em seguida, o circuito da “lógica de controle” assume que o Most Significant Bit (MSB) é “1” e que os demais bits são “0”. Essa palavra digital é aplicada ao “conversor D/A”, resultando no sinal analógico de $0,5V_{ref}$, que é comparado com a entrada analógica amostrada, V_{in} . Se a saída do comparador for alta, a lógica de controle determina o MSB como “1”, e se a saída for baixa, a lógica do controle define o MSB como “0”, completando a primeira etapa na

sequência de aproximação (VASCONCELLOS, 2011). O processo continua passando por todos os bits, até que todos tenham sido definidos pelo processo de aproximação sucessiva (GEIGER; ALLEN; STRADER, 1990). O fim da conversão é indicado geralmente por um sinal de fim de conversão (EOC) (VASCONCELLOS, 2011).

A “lógica de controle” ilustrada em um dos blocos das etapas da Figura 40 é comumente chamada de *registrador por aproximações sucessivas* (SAR) (GEIGER; ALLEN; STRADER, 1990).

Figura 40 – Diagrama esquemático do ADC por aproximações sucessivas.



Fonte: Vasconcellos, 2011.

3.4 Processamento e Reprodução do Sinal

O processamento de sinal digital é realizado por microcontroladores. Neste trabalho, o microcontrolador usado foi o Arduino Nano, onde é realizada a conversão A/D do sinal e onde ocorre o processamento deste. As ondas de som, que são analógicas em sua origem, quando captadas pelo microfone e convertidas em uma pequena variação analógica de tensão, são denominadas sinais de áudio (MULTILÓGICA SHOP, 2019).

O Arduino Nano é uma placa compacta e fácil de usar. Sua tensão de operação é de 5V, possuindo corrente DC de 40 mA para pinos de entrada e saída. Sua alimentação é feita via conexão USB Mini-B ou fonte externa (ARDUÍNO STORE, 2019).

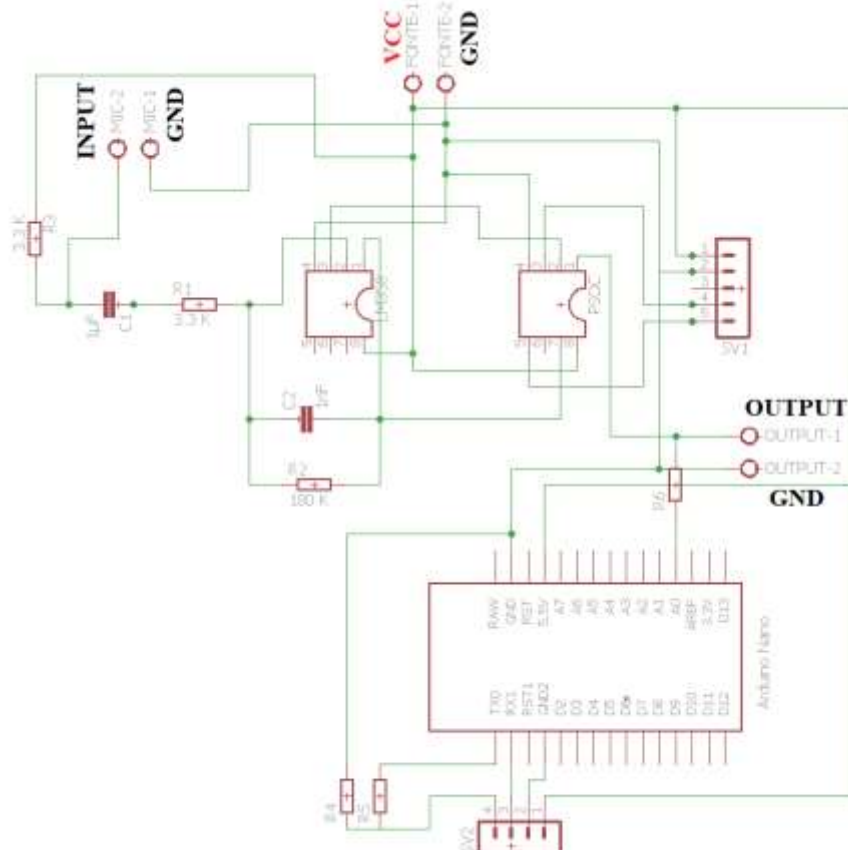
A placa Arduino Nano possui facilidade para se comunicar com um computador ou outros microcontroladores, pois seu processador fornece uma comunicação Serial UART TTL,

que está disponível em pinos especializados para essa comunicação, os pinos digitais RX, que recebe, e TX, que transmite os dados. Um FTDI FT232RL na placa canaliza essa comunicação serial via USB e os drivers FTDI (incluídos no software Arduino) fornecem uma porta de comunicação virtual para o software no computador (ARDUÍNO STORE, 2019).

O processador ATmega328 do Nano vem pré-gravado com um bootloader que permite fazer o upload de um novo código sem o uso de um programa externo (ARDUÍNO STORE, 2019).

No primeiro momento, usou-se um código apenas para ler os valores de entrada e reproduzir a forma de onda do sinal. O sinal captado é gerado pelo circuito ilustrado na Figura 41, e exibido por meio da função “Serial Plotter” no Arduino, que é responsável por exibir o sinal digitalizado. Porém, esta função não permite salvar os dados, apenas exibe o sinal em tempo real.

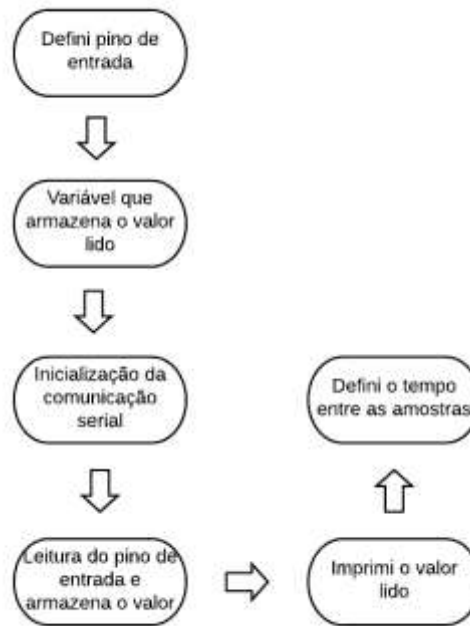
Figura 41 – Circuito completo do estetoscópio digital.



Fonte: Autora da pesquisa, 2019.

O código criado para ler os valores de entrada está ilustrado na Figura 42 por meio de um fluxograma.

Figura 42 – Fluxograma do código inicial.



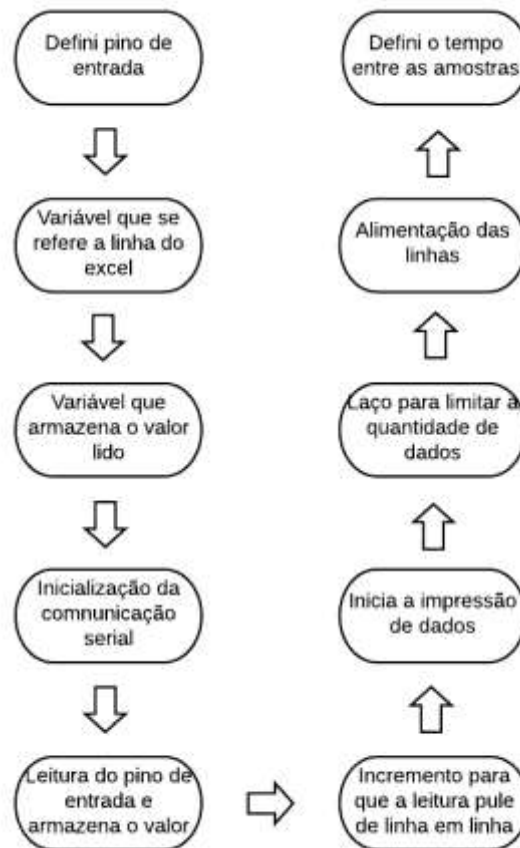
Fonte: Autora da pesquisa, 2019.

Tendo em vista a necessidade de armazenar os dados recebidos do estetoscópio, foi feita uma pesquisa de como poderiam ser exportados os dados do Arduino para o Excel, para então gerar-se o fonocardiograma.

O software usado foi o PLX-DAQ criado pela empresa Parallax Inc. Este programa permite enviar os dados para uma planilha em tempo real e com os dados na planilha criar um gráfico com o par de coordenadas das variáveis desejadas, que são o tempo e o valor recebido pelo transdutor (DWORAKOWSKI et al., 2016).

A placa do Arduino foi programada para fazer a comunicação com o PLX-DAQ, e em seguida realizados os testes. A Figura 43 ilustra um fluxograma de como foi feita a programação.

Figura 43 – Fluxograma do código de comunicação com o PLX-DAQ.



Fonte: Autora da pesquisa, 2019.

3.5 Placa de Circuito Impresso (PCI)

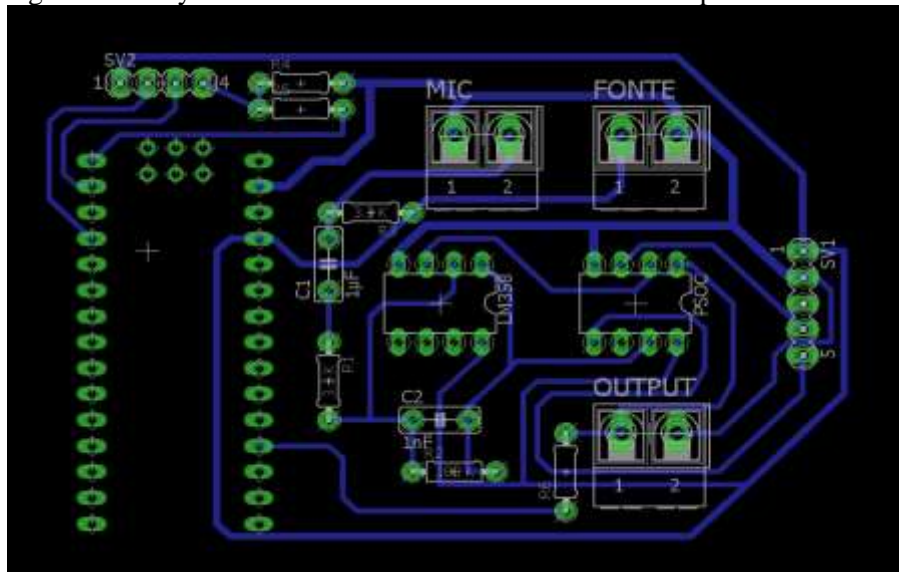
O objetivo de confeccionar a PCI foi para diminuir os ruídos e interferências que existem no circuito construído na protoboard. A placa foi produzida pelo método fotográfico, que fornece uma excelente qualidade aos protótipos criados.

Para a elaboração da placa, usou-se o software EAGLE, desenvolvido pela empresa CadSoft Computer e disponibilizado pela mesma. Essa ferramenta permite desenhar a placa, inserindo os componentes desejados dentro do tamanho escolhido. Além disso, possui uma interface de fácil entendimento.

O primeiro passo foi escolher todos os componentes que seriam usados. Depois elaborou-se um esquemático do circuito, com o transdutor, condicionamento do sinal, conversão e processamento, devidamente interligados.

Em seguida foi desenvolvido o layout da PCI, buscando gerar uma placa com dimensões pequenas. O layout obtido para a placa é ilustrado na Figura 44.

Figura 44 – Layout da PCI desenvolvida com todos os componentes.

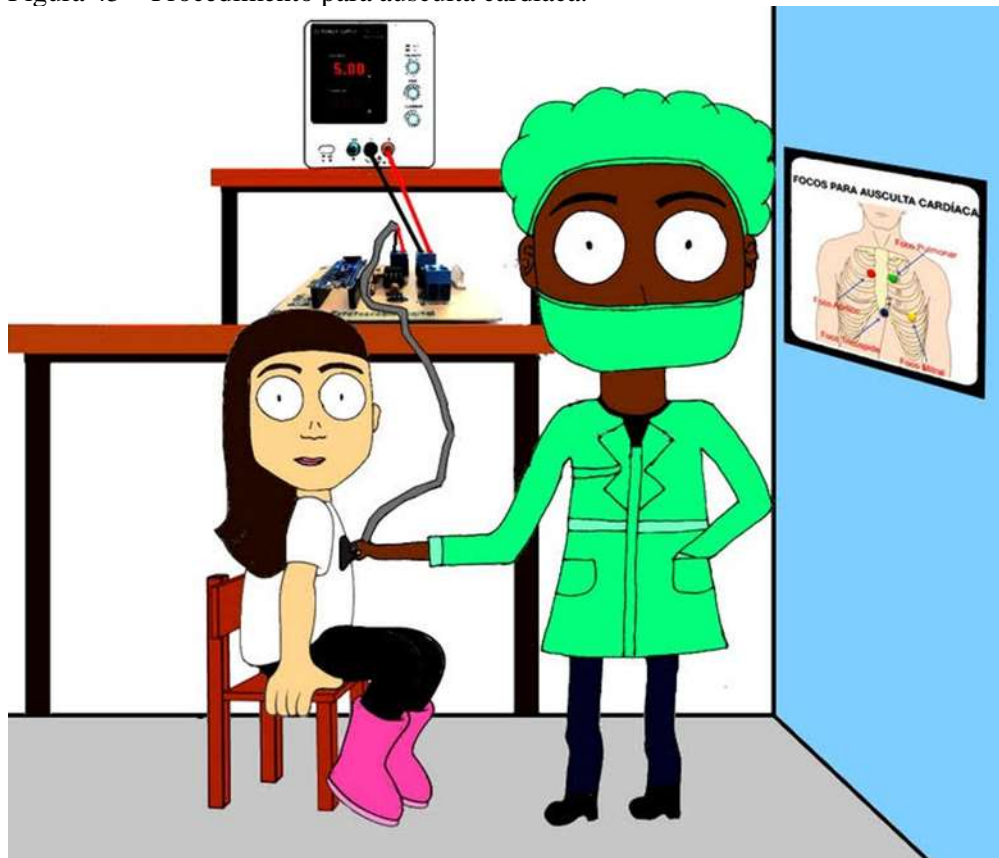


Fonte: Autora da pesquisa, 2019.

4 RESULTADOS

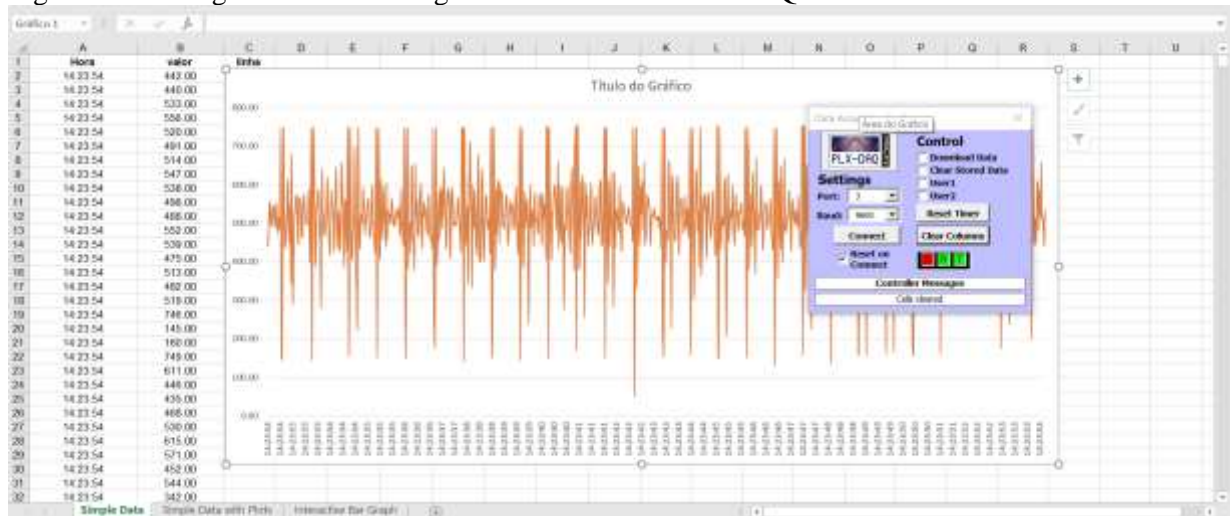
Os testes foram realizados no Laboratório de Sistemas Eletrônicos (LSE) da Universidade Federal do Pará, com pouco barulho e iluminação normal, com a colaboração de dois participantes, que permaneceram sentados em uma cadeira durante o procedimento, como ilustra a Figura 45, sendo coletadas 1000 amostras em aproximadamente 23 segundos, ou seja, uma taxa de amostragem de aproximadamente 44 SPS. O fonocardiograma da Figura 46 foi plotado em tempo real pelo Excel, por meio da comunicação da placa Arduíno com o PLX-DAQ.

Figura 45 – Procedimento para ausculta cardíaca.



Fonte: Autora da pesquisa, 2019.

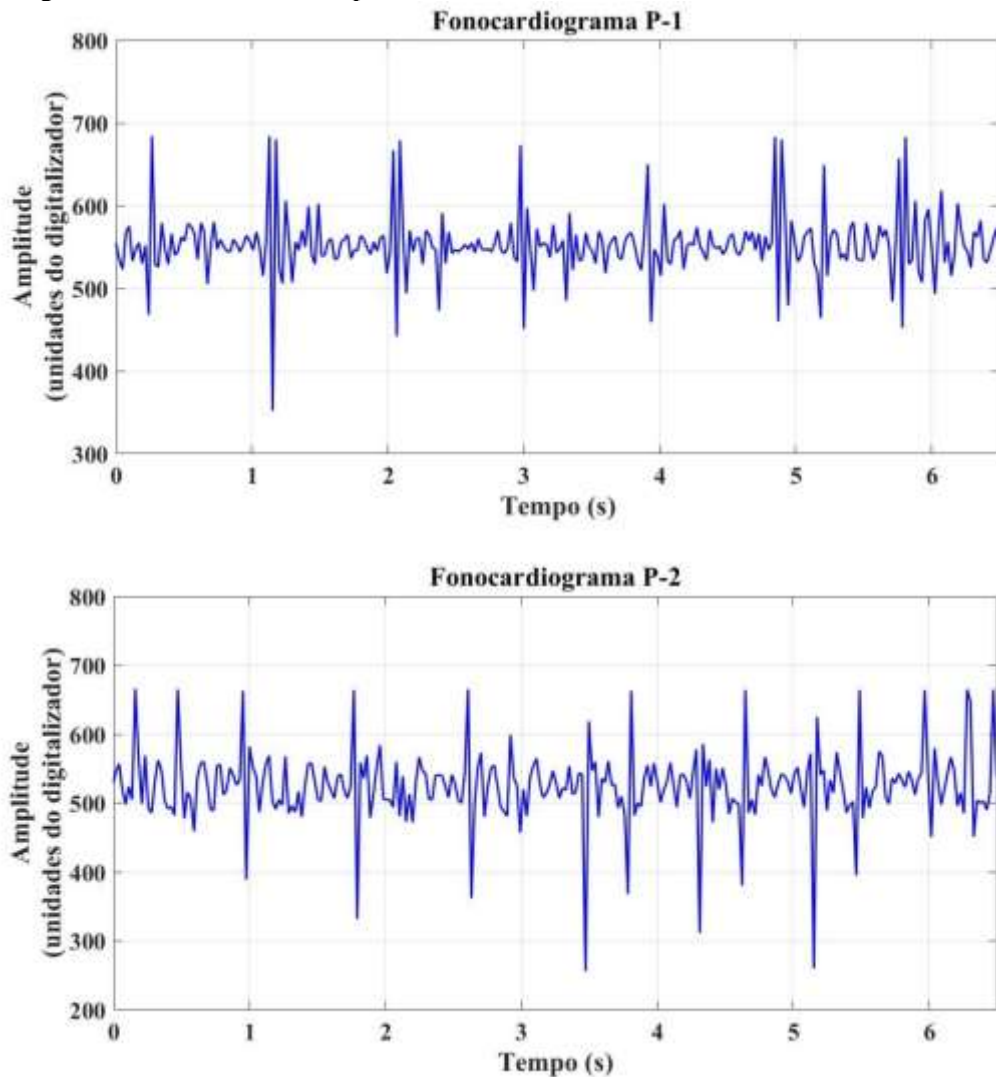
Figura 46 – Plotagem do fonocardiograma no Excel via PLX-DAQ.



Fonte: Autora da pesquisa, 2019.

Para a apresentação e análise dos resultados, foram considerados dois testes realizados na placa. O primeiro teste captou o sinal banda larga, ou seja, o filtro programado no PSoC foi desabilitado e este passou a funcionar como um amplificador seguidor de tensão (buffer), com isso a banda de frequência passante foi de 48 Hz a 885 Hz. O resultado dos testes nesta primeira etapa está ilustrado na Figura 47.

Figura 47 – Teste com filtro passa-faixa.

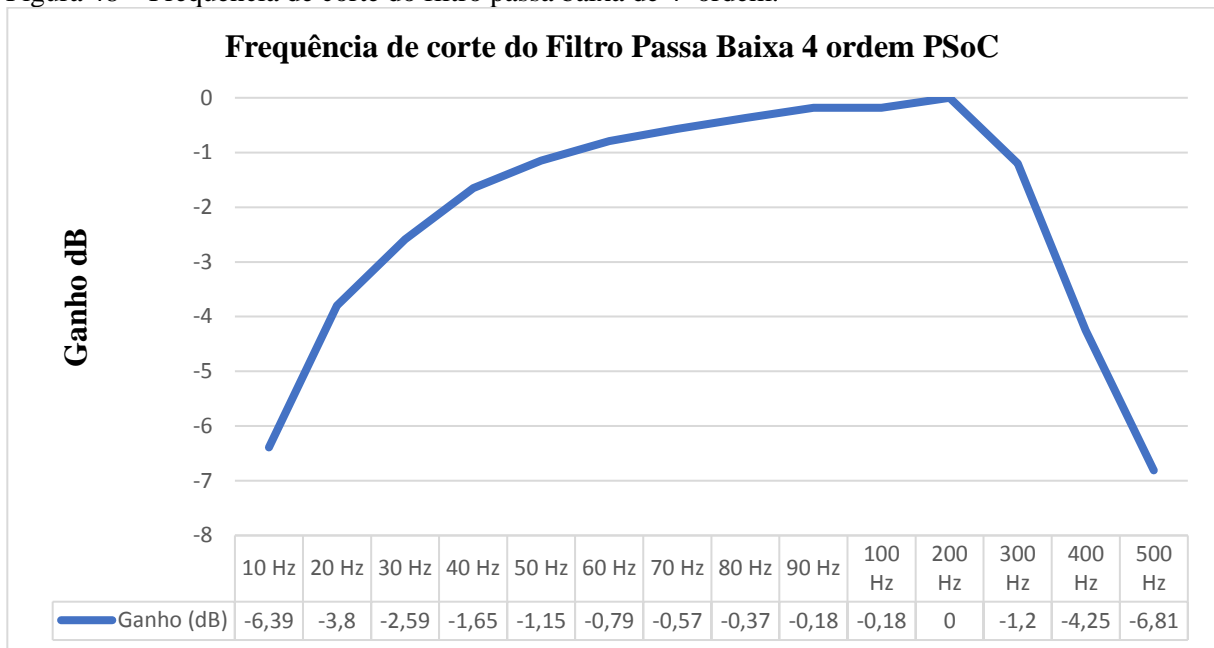


Fonte: Autora da pesquisa, 2019.

Durante os testes, foi verificado que qualquer barulho - fala, batidas, arrastar cadeiras – afetava a forma de onda do sinal, provocando inúmeros ruídos, de forma que o sinal não poderia ser usado para estudo. Para gerar os resultados ilustrados na Figura 47, foi necessário que o ambiente estivesse em total silêncio para que o sinal pudesse ser reproduzido graficamente. Isso deu-se pelo fato da ampla faixa de frequências usada, captando não apenas o sinal do som do coração, mas também todas as perturbações sonoras do ambiente.

Já no segundo teste, foi programado um filtro passa-baixas com frequência de corte igual a 300 Hz de 4ª ordem no PSoC. Antes das medições, foram realizados alguns testes com o filtro. Usando-se um gerador de sinais e variando-se a frequência do sinal de 10 Hz a 500 Hz, foram feitas anotações da amplitude do sinal de saída e calculado em seguida o ganho em dB para cada frequência. Com estes dados foi gerado o gráfico da Figura 48.

Figura 48 – Frequência de corte do filtro passa baixa de 4ª ordem.

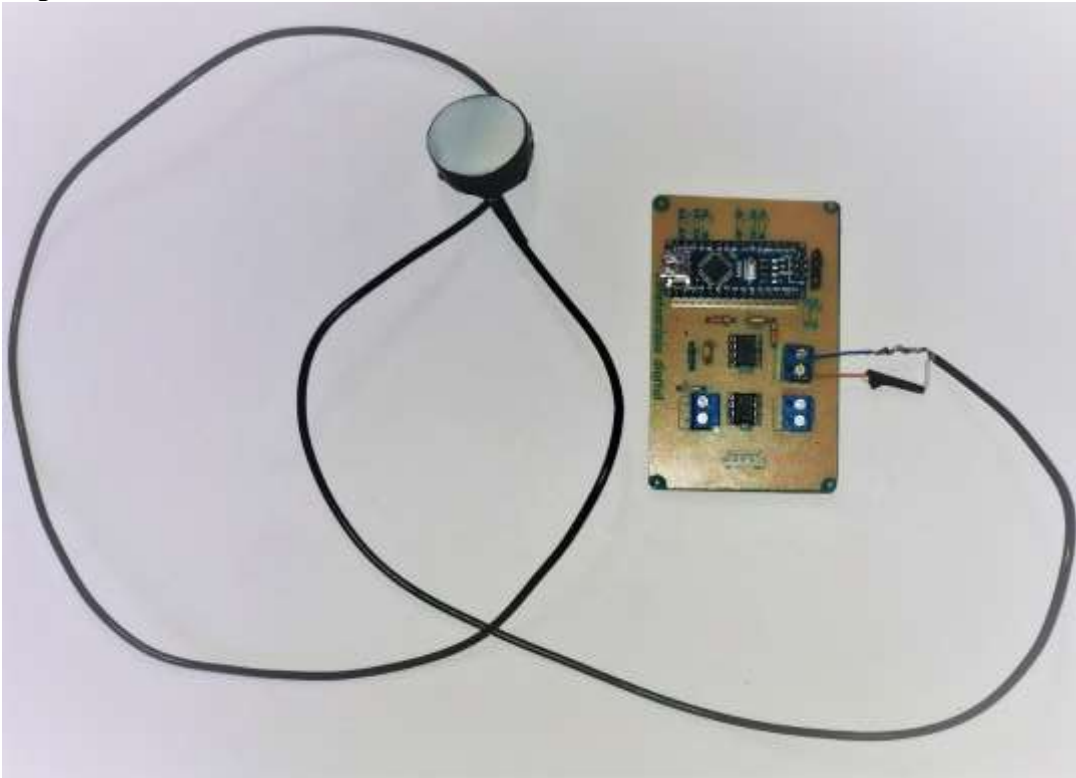


Fonte: Autora da pesquisa, 2019.

O segundo teste utilizou um filtro programável passa-baixa de 4ª ordem com frequência de corte em 300 Hz. As vantagens de se usar filtros programáveis são que eles ocupam um espaço muito menor na placa (PCI), além de poderem trabalhar em uma ampla faixa de frequências apenas programando-se o PSoC Designer.

Como descrito no Capítulo 3, a placa de circuito impresso foi construída por meio da elaboração do layout do circuito do estetoscópio digital, usando-se o software Eagle. A Figura 49 ilustra a PCI com os seus componentes soldados, já pronta para os testes.

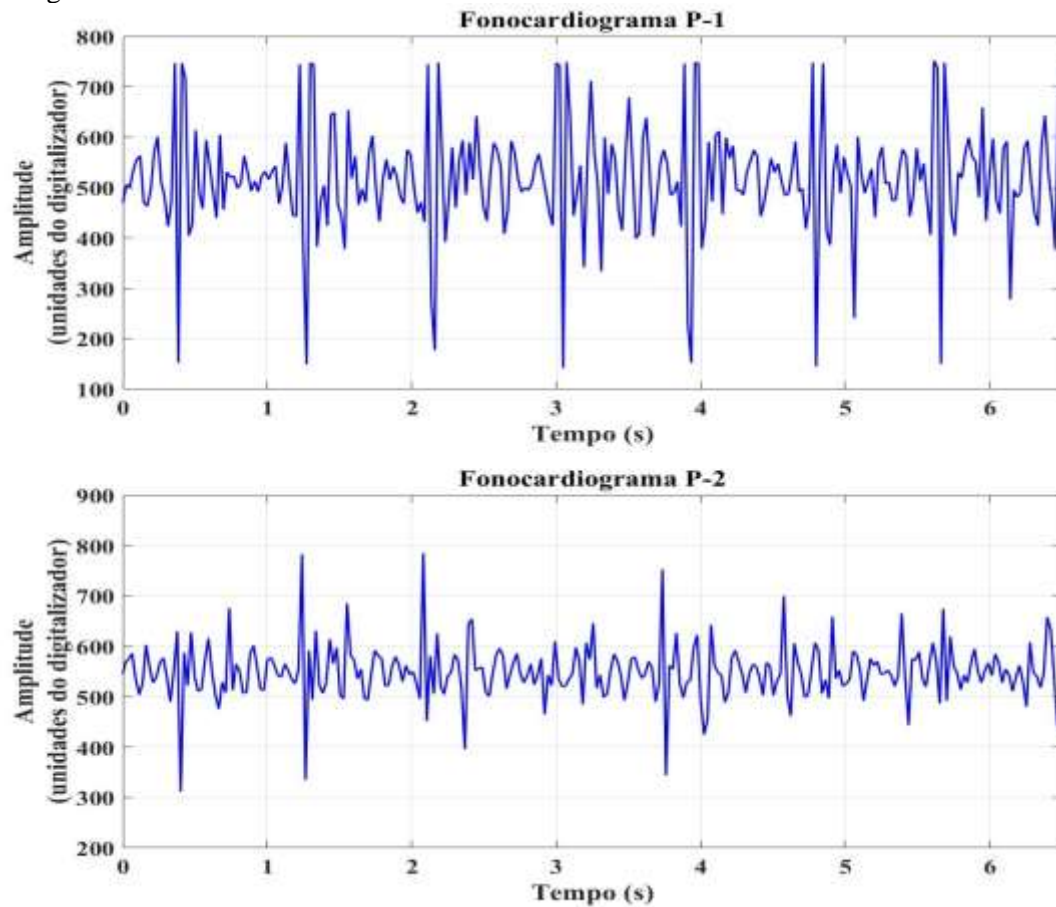
Figura 49 – PCI final.



Fonte: Autora da pesquisa, 2019.

A Figura 50 ilustra os resultados do fonocardiograma usando o PSoC.

Figura 50 – Teste na PCI com o PSoC.



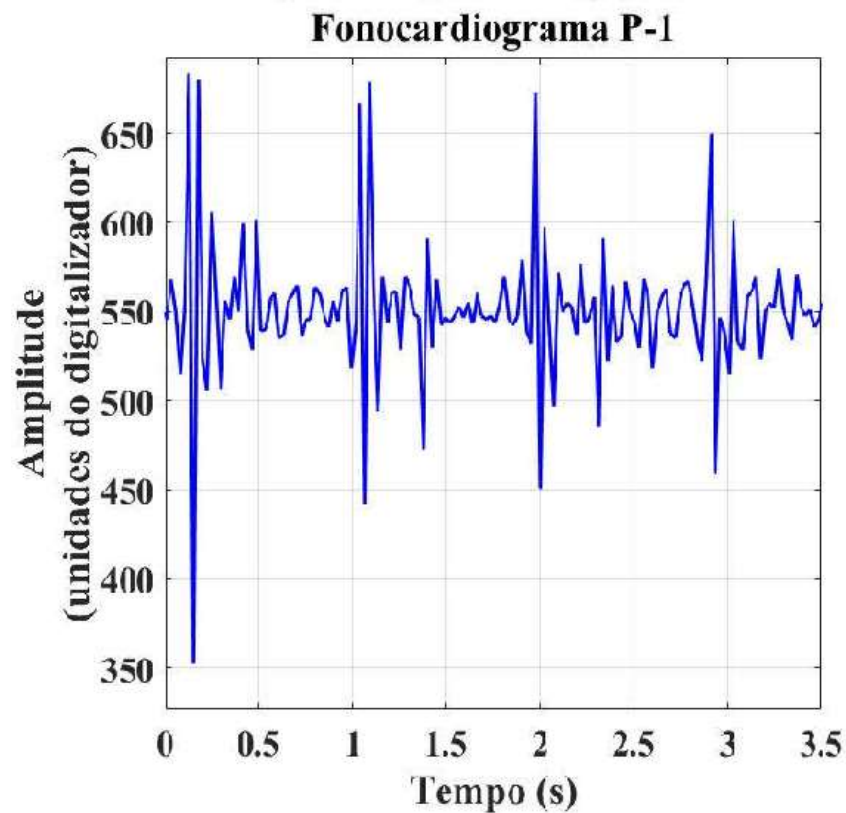
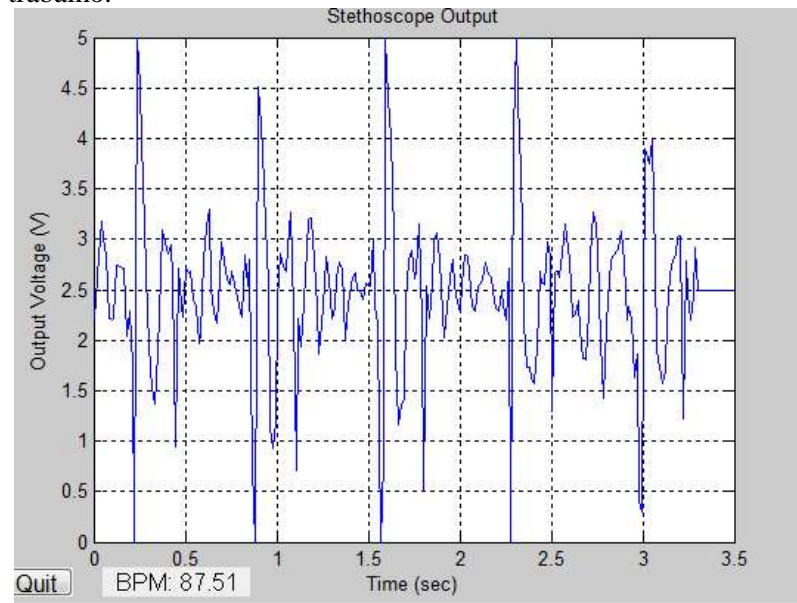
Fonte: Autora da pesquisa, 2019.

Durante os testes usando frequência de corte em 300 Hz, foi constatado que os ruídos do ambiente não interferiam mais na ausculta, mesmo que o ambiente estivesse com barulho, o estetoscópio captava apenas o som do coração. Dessa forma, o sinal não é afetado pelas perturbações externas.

Em todos os testes realizados foi usado um termo de consentimento livre e esclarecido, que todos os participantes assinaram, consentindo sua participação no teste.

Após a testes, realizou-se uma comparação dos dados obtidos com alguns artigos com o objetivo de verificar a veracidade do sinal, constatando-se que este é o sinal do som do coração. Na Figura 51, é possível visualizar o gráfico (a), onde tem-se o sinal do som do coração realizado durante um projeto de conclusão de curso, e no gráfico (b) o sinal captado durante os testes desse trabalho de conclusão de curso. É possível, verificar que os sinais possuem picos mais elevados, conhecidos com as bulhas cardíacas S1 e picos menores representando as bulhas cardíacas S2, considerados os sons normais do coração.

Figura 51 – Comparação das formas de onda do som do coração registradas por Ghawas e Muallem em (a) e em (b) pela autora deste trabalho.



Fonte: Autora da pesquisa, 2019 e Ghawas e Muallem, 2015.

Para a reprodução do sinal em forma de áudio, foi usada uma caixinha de som portátil conectada à saída do circuito, como ilustrado na Figura 52.

Figura 52 – Reprodução do sinal sonoro.



Fonte: Autora da pesquisa, 2019.

O teste com a caixinha não obteve um resultado satisfatório, pois o som quase não podia ser ouvido. Desta forma é necessário desenvolver um circuito específico para a reprodução do som, que poderá ser realizado em trabalhos futuros.

4.1 Custo X Benefício

De acordo com dados da Tabela 1, houve uma economia em mais de 100% do custo, comparado aos estetoscópios digitais vendidos no mercado. Além disso, o preço do protótipo desenvolvido é em média quase o mesmo valor dos estetoscópios convencionais encontrados atualmente.

Tabela 1 – Custo X Benefício.

O Custo X Benefício do Protótipo de Estetoscópio digital		
Estetoscópio Convencional		
Marca	Quantidade	Custo
LITTMANN	1	R\$599,00
Estetoscópio Digital		
Marca	Quantidade	Custo
ANALYZER JABES	1	R\$ 2.279,90
WELCH ALLYN	1	R\$2.383,71
Protótipo desenvolvido		
Componentes	Quantidade	Custo
Microfone de eletreto	1	R\$0,63
LM358	1	R\$0,42
Resistor	3	R\$0,66
Capacitor	2	R\$0,20
PSoC	1	R\$20,00
Arduíno	1	R\$35,01
Confecção da placa	1	R\$35,00
Confecção da placa/ Honorário	Diária	R\$282,76
Total		R\$374,68

Fonte: Autora da pesquisa, 2019.

Para determinar o custo total do protótipo desenvolvido, foi levado em consideração os custos dos materiais utilizados e foi estipulado o valor de uma diária de um profissional habilitado para confecção da placa de circuito impresso e soldagem dos componentes. O valor da diária foi determinado a partir do salário mínimo de um Engenheiro (8,5 salários mínimos) de acordo com o Conselho regional de engenharia e agronomia (CREA).

Vale ressaltar, que o valor total estipulado é para a produção de um único dispositivo, e caso seja produzido em grande escala o custo final será ainda menor.

5 CONCLUSÃO

A ausculta cardíaca constitui uma parte importante da medicina clínica. Ao longo dos anos, pesquisas e trabalhos vêm estudando formas de aprimorar esta ferramenta para diagnosticar possíveis doenças. Nesse cenário surge o estetoscópio digital, que possibilita gravar o som obtido por meio da ausculta cardíaca, processar esse sinal e enviá-lo para um computador ou outro aparelho eletrônico. Esse importante avanço tem permitido que médicos possam analisar e interpretar os sons resultantes, para fazer diagnósticos mais precisos e descobrir doenças em um curto período de tempo.

Além disso, com o avanço da eletrônica, os circuitos osciladores a cristal e chaves implementadas na tecnologia CMOS possuem altas taxas de chaveamento, sendo possível trabalhar com uma ampla faixa de frequências. O PSoC - CY8C241232A-24PXI usado neste trabalho tinha uma frequência máxima de chaveamento de 24MHz, sendo que ele é da família PSoC-1 que é a mais simples encontrada no mercado.

Com esta grande inovação feita pela empresa Cypress, foi possível compactar sistemas complexos em um único encapsulamento. Sendo um dos pontos em destaque neste trabalho, o PSoC consegue trabalhar tanto com sinais analógicos quanto digitais.

Relembrando o objetivo geral e os objetivos específicos propostos no início do trabalho, o objetivo geral consistia em produzir um protótipo de estetoscópio digital de baixo custo que pudesse fazer a aquisição do som cardíaco, enquanto que os objetivos específicos propostos como metas de fazer a aquisição do som cardíaco, construir um circuito eletrônico que amplificasse e filtrasse um sinal, além de processar e salvar os dados no computador, e por fim a implementação do protótipo em si, foram alcançadas.

De forma geral, é possível afirmar que os objetivos gerais e específicos foram atingidos, destacando-se o estudo do uso de filtros analógicos programáveis, o uso do PSoC, que possibilitou a redução das dimensões do circuito implementado em placa, a aplicação de processamento de sinais e sua conversão de analógico para digital em um computador. Além disso, foi criado um protótipo de baixo custo, que diminuiu o valor do equipamento em mais de 100% do valor de um modelo de estetoscópio digital vendido no mercado.

Pode-se concluir que objetivo geral foi alcançado, com algumas ressalvas, sendo necessário mais alguns aprimoramentos, que ficarão para trabalhos futuros.

É necessário salientar algumas dificuldades encontradas durante a realização deste trabalho, que foram acarretadas principalmente pelo uso do PSoC, um microcontrolador que não foi estudado durante o curso. Além disso, precisaríamos ter estudado mais

minuciosamente sobre como é realizada a ausculta médica e como são identificadas as bulhas cardíacas.

5.1 Trabalhos futuros

Como melhorias ao trabalho aqui desenvolvido, poderia ser implementada uma interface que recebesse os dados através de tecnologia sem fio, como por meio de bluetooth ou internet. Também seria interessante projetar um circuito de reprodução do som do coração, além disso, e acrescentar outros filtros para a ausculta pulmonar, que também é um dos focos médicos, assim como a ausculta cardíaca. Também pode-se desenvolver aplicações que envolvam o reconhecimento de possíveis distúrbios e patologias, com o intuito de ajudar em um diagnóstico mais preciso realizado pelo profissional de saúde, agregando a facilidade da tecnologia a todo o conhecimento, experiência e sensibilidade do médico.

REFERÊNCIAS

ARDUÍNO STORE. **Arduino Nano**. 2019. Disponível em: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>. Acesso em: 17 maio. 2019.

ATMEL. **Atmega238p 8-bit AVR Microcontroller with 32K Bytes In-System Programmable Flash - Data Sheet**. [S.l.], 2015. Disponível em: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/doc1457.pdf>. Acesso em: 13 maio 2019.

AYCOCK, S. A história dos microcontroladores. **Ehow** [site], 21 nov. 2017. Disponível em: https://www.ehow.com.br/historia-microcontroladores-info_42970/. Acesso em: 20 maio 2019.

BARNA, A.; PORAT, D. I. **Integrated circuits in digital electronics**. New York: John Wiley & Sons, 1973.

BARRETO NETO, V. C. **Caracterização metrológica de microfone de eletreto**. 2015. 47 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Projeto de graduação 2) – Curso de Engenharia Mecânica, Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 2015.

BASSALA, G. **The evolution of technology**. United Kingdom: Cambridge University Press, 1988. (Cambridge history of science series).

BATES, B.; BICKLEY, L. S.; SZILAGYI, P. G. **Propedêutica Médica**. 8. ed. Tradução de Maria Angelica Borges dos Santos. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.

BENSEÑOR, I. M.; MARTINS, M. A.; ATTA, J. A. **Semiologia clínica**. São Paulo: Sarvier, 2002.

CAÑIVE, J. **Filtros a capacitores chaveados Cmos testáveis e de baixa sensibilidade**. 2001. 100 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2001.

CARVALHO, F. R. **Elementos de fonocardiologia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1977.

COSTA, B. C. C. et al. Desenvolvimento de software educacional para representação e reconhecimento de som aplicado à ausculta cardiovascular. **Revista Eletrônica TECCEN**, Rio de Janeiro, ed. especial, v. 2, n. 1, p. 17-26, mar. 2009.

CYPRESS SEMICONDUCTOR CORPORATION. **Cypress – PSoC**. San Jose, CA, 2012. Disponível em: <https://armdeveloperday3rd.wordpress.com/cypress-psoc/>. Acesso em: 20 maio 2019.

CYPRESS SEMICONDUCTOR CORPORATION. **Four-Pole Low-pass Filter Datasheet LPF4V 2.10**. [Document Number: 001-56219]. San Jose, CA, 2014. Disponível em: <https://www.cypress.com/file/44356/download>. Acesso em: 22 maio 2019.

CYPRESS SEMICONDUCTOR CORPORATION. **PSoC® Programmable System-on-Chip**. [Document Number: 38-12028]. San Jose, CA, 2017. Disponível em: <https://www.cypress.com/file/138726/download>. Acesso em: 21 maio 2019.

DENARDIN, G. W. **Microcontroladores**. 2014. Apostila. Universidade do Estado de Santa Catarina. Disponível em: <https://pt.scribd.com/doc/226223967/Apostila-Micro-Do-Gustavo-Weber#scribd>. Acesso em: 20 maio 2019.

DUTSCHMANN, L. A invenção de Laennec. **Revista Clínica Hospitalar**, Portugal, v. 1, n. 1, p. 53-54, nov. 2012.

DWORAKOWSKI, L. A. et al. Uso da plataforma Arduíno e do software PLX-DAQ para construção de gráficos de movimento em tempo real. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, São Paulo, v. 38, n. 3, p. e3501-e3509, jun. 2016.

ESS, D. Understanding PSoC® 1 Switched Capacitor Analog Blocks. **Cypress Semiconductor Corporation**, San Jose, CA, 2017. Disponível em: <https://www.cypress.com/file/42191/download>. Acesso em: 21 maio 2019.

FERRAZ, A. P.; SOARES, B. S.; TERRA, D. A. DE A.; LOPES, J. A. A história do estetoscópio e da ausculta cardíaca. **Revista Médica de Minas Gerais**, Belo Horizonte, v. 21, n. 4, p. 479-485, 16 de fev. 2011.

FORBES, J. **A Treatise on the Diseases of the Chest**. London: T. and G. Underwood, 1821.

GARCIA, E. A. C. **Biofísica**. São Paulo: Sarvier, 1998.

GEIGER, R. L.; ALLEN, P. E.; STRADER, N. R. **VLSI design techniques for analog and digital circuits**. New York: McGraw-Hill, 1990. (McGraw-Hill series in electrical engineering).

GHAWAS, M.; MUALLEM, R. **Electronic Stethoscope and Heart Rate Monitor**. 2015. 71 f. Graduation Project (Bachelor of Science in Biomedical Engineering) – Biomedical Engineering Department, Near East University, Nicosia, 2015.

GROFF, J. Microfone de eletreto simples circuito amplificado de passa-banda. **Fiz-Ix** [site], 7 abr. 2013. Disponível em: <http://www.fiz-ix.com/2013/04/simple-electret-microphone-and-band-pass-amplifier-circuit/>. Acesso em: 10 out. 2018.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**. 12. ed. Tradução de Alcides Marinho Junior et al. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

HALLIDAY, D.; RESNICK, R. **Física: Mecânica - Acústica – Calor: Parte 1**. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos S.A, 1965.

HALLIDAY, D; RESNICK, R. **Física: v. 2**. 4. ed. Rio de Janeiro: LTC-Livros Técnicos e Científicos, 1991.

HANNA, I. R.; SILVERMAN, M. E. A history of cardiac auscultation and some of its contributors. **American Journal of Cardiology**, [S.l.], v. 90, n. 3, p. 259-267, Aug. 2002.

HURST, J. W.; SCHLANT, R, C. **Ausculda cardíaca**: o coração: artérias e veias. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1981. v. 1.

LEAL, Adônis F. R. **Circuitos analógicos reconfiguráveis a capacitor chaveado baseados PSoC**. 2013. 86 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Elétrica) – Instituto de Tecnologia, Universidade Federal do Pará, Belém, 2012.

LEÃO, M. A. C. **Princípios de biofísica**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1982.

LENG, S. et al. The electronic stethoscope. **BioMedical Engineering OnLine**, Bethesda, MD, v. 14, n. 66, Jul. 2015.

LOUZADA, D. 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, Rio de Janeiro, 2006.

MACHADO, G. S. **Sistema de monitoramento remoto via Android**. 2014. 43 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia de Controle e Automação) – Colegiado do Curso de Engenharia de Controle e Automação, Escola de Minas, Universidade Federal de Ouro Preto, Ouro Preto, 2014.

MARTINS, M.A. et al (Ed.). **Clínica Médica**: Volume 2. São Paulo: Manole, 2009.

MEDICAL ANTIQUES ONLINE. **The history of the stethoscope**. [S.l], [2019]. Disponível em: antiquemed.com/tableofcon.htm. Acesso em: 20 maio 2019.

MENARÉ, C. S. S.; ARAÚJO, E. **Análise gráfica de sons cardíacos**. 2011. 71 f. Monografia (Curso de Engenharia da Computação) – Núcleo de Ciências Exatas e Tecnológicas, Universidade Positivo, Curitiba, 2011.

MEHTA, M.; JOHNSON, J.; ROCAFORT, J. **Architectural acoustics**: principles and design. London: Prentice Hall, 1999.

MINGLIANG, L. **Demystifying switched-capacitor circuits**. Burlington: Elsevier, 2006.

PATSKO, L. F. **Tutorial, aplicações, funcionamento e utilização de sensores**. Londrina: Maxwell Bohr: Instrumentação eletrônica, 2006. Disponível em: https://maxwellbohr.com.br/downloads/robotica/mec1000_kdr5000/tutorial_eletronica_-_aplicacoes_e_funcionamento_de_sensores.pdf. Acesso em: 20 maio 2019.

MULTILÓGICA SHOP. **Arduino**: guia do iniciante. [2019]. Disponível em: https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/3252633/mod_resource/content/1/Guia_Arduino_Iniciante_Multilogica_Shop.pdf. Acesso em: 3 jun. 2019.

PAZIN-FILHO, A.; SCHMIDT, A.; MACIEL, B. Ausculda cardíaca: bases fisiológicas - fisiopatológicas. **Medicina Online**, Ribeirão Preto, v. 37, n. 3/4, p. 208-226, dez. 2004.

PEREIRA, D. et al. DigiScope – Unobtrusive Collection and Annotating of Auscultations in Real Hospital Environments. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE EMBS, 33., 2011, Boston. **Proceedings** [...]. Boston: EMBS, 2011. p. 1193-1196. Disponível em: http://cracs.fc.up.pt/sites/default/files/c2011_ines_embc.pdf. Acesso em: 3 jan. 2019.

PEREZ, M. C. A. **Filtro programável a capacitores chaveados com frequência central e banda de 3dB independentemente sintonizáveis**. 2013. 82 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2013.

PERTENCE JÚNIOR, A. **Eletrônica analógica: amplificadores operacionais e filtros ativos: teorias, projetos, aplicações e laboratório**. 6. ed. Porto Alegre: Bookman, 2003.

PROAKIS, John G.; MANOLAKIS, Dimitris G. **Digital signal processing: principles, algorithms and applications**. 4th. ed. Prentice Hall, 2007.

RÍZZO, V. H. D. **Sistema de aquisição e processamento digital de sinais para sons corporais**. 2014. 96 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Elétrica) – Departamento Acadêmico de Elétrica, Universidade Tecnológica do Paraná, Pato Branco, 2014.

ROCHA, A. et al. Processamento de sinais biológicos. In: BRASIL, L. M (Org.). **Informática em saúde**. Brasília, DF; Londrina, PR: Universa: EdUEL, 2008. p. 381-416.

SANTOS, R. C. B.; NICOLOSI, D. E. C. **Microcontrolador PSoC: uma nova tecnologia, uma nova tendência**. [S.l.]: Erica, 2006.

SMITH, S. W. **Digital signal processing: a practical guide for engineers and scientists**. Burlington: Elsevier, 2003.

SOARES, M. J. Microcontroladores PIC: teoria: parte 1. **Arnerobotics** [site], [S.l.], 2002. Disponível em: http://www.arnerobotics.com.br/eletronica/Microcontrolador_PIC_teorias_1.htm. Acesso em: 20 maio 2019.

SOUZA, C. E. et al. O estetoscópio. **Revista de Ciência Médicas**, Campinas, v. 4, n. 3, p. 112-118, dez. 1995.

SWARUP, S.; MAKARYUS, A. N. Digital stethoscope: technology update. **Dove Press Journal**, New York, v. 11, p. 29-36, Jan. 2018.

STMICROELECTRONICS. **LM158, LM258, LM358, LM158A, LM258A, LM358A**: low-power dual operational amplifiers. United States of America, 2017. Disponível em: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/lm158.pdf>. Acesso em: 17 maio 2019.

TAN, L. T. H; ONG, K. L. The impact of medical technology on healthcare today. **Hong Kong Journal of Emergency Medicine**, Hong Kong, v. 9, n. 4, p. 231-236, oct. 2002.

TOCCI, R. J.; WIDMER, N. S.; MOSS, G. L. **Sistemas digitais: princípios e aplicações**. São Paulo: Pearson, 2011.

TORTORA, G. J.; NIELSEN, M. T. **Princípios de anatomia humana**. 12. ed. Tradução de Alexandre Werneck e Cláudia Lúcia Caetano de Araújo. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013.

VASCONCELLOS, R. D. **Projeto de um conversor analógico/digital por aproximações sucessivas de 12 Bits**. 2011. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2011.

VICENTE, E. **Projeto e implementação do controle de uma ponte retificadora tiristorizada utilizando um Psoc**. 2009. 154 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Itajubá, Itajubá, MG, 2009.

VIEIRA, C. et al. **Eletrônica digital**. Manaus, 2016. Disponível em: <https://www.passaidireto.com/arquivo/25931404/trabalho-final-de-pesquisa>. Acesso em: 15 maio 2019.

VILELA, A. L. M. Sistema sensorial: o mecanismo da audição. **Anatomia e Fisiologias Humanas** [site]. 2010. Disponível em: <https://afh.bio.br/sistemas/sensorial/4.php#audicao>. Acesso em: 26 jan. 2019.

VOLPATO, E.C. **Processamento digital de eletrocardiograma: estudo e implementação de um detector de arritmias cardíacas**. 2005. 83 f. Monografia (Graduação em Ciência da Computação) – Centro de Tecnologia, Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, RS, 2005.