

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ELETRÔNICA E SISTEMAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

ANA VITÓRIA DE MORAIS INOCÊNCIO

SISTEMA EMBARCADO DE BAIXO CUSTO PARA MONITORAÇÃO DE
BATIMENTOS FETAIS E MATERNOS

RECIFE

2017

ANA VITÓRIA DE MORAIS INOCÊNCIO

SISTEMA EMBARCADO DE BAIXO CUSTO PARA MONITORAÇÃO DE
BATIMENTOS FETAIS E MATERNOS

Dissertação submetida ao curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Pernambuco como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Eletrônica
Linha de pesquisa: Instrumentação eletrônica

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio
Benedetti Rodrigues

RECIFE

2017

Catálogo na fonte
Bibliotecária Maria Luiza de Moura Ferreira, CRB-4 / 1469

I58s

Inocêncio, Ana Vitória de Moraes.

Sistema embarcado de baixo custo para monitoração de batimentos fetais e maternos / Ana Vitória de Moraes Inocêncio. - 2017.

79 folhas, il., tab., abr., sigl. e simb.

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, 2017.

Inclui Referências, Apêndices.

1. Engenharia Elétrica. 2. Dispositivo portátil. 3. Aquisição de ECG.
4. Processamento de sinais. I. Rodrigues, Marco Aurélio Benedetti (Orientador).
II. Título.

UFPE

621.3 CDD (22. ed.)

BCTG/2018-223

ANA VITÓRIA DE MORAIS INOCÊNCIO

SISTEMA EMBARCADO DE BAIXO CUSTO PARA MONITORAÇÃO DE
BATIMENTOS FETAIS E MATERNOS

Dissertação submetida ao curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Pernambuco como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

APROVADO EM: 14 de julho de 2017

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. MARCELO CABRAL CAVALCANTI

Coordenador do PPGE

Prof. Dr. MARCO AURÉLIO BENEDETTI RODRIGUES

Orientador e Membro Titular Interno

Prof. Dr. ELIAS FERREIRA DE MELO JÚNIOR

Membro Titular Externo

Prof. Dr. GUILHERME NUNES MELO

Membro Titular Externo

Dedico a minha mãe, afinal agora temos duas mestres na família.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, gostaria de agradecer a Deus por ter me dado força e motivação durante estes dois anos. Sem Ele nada pode ser feito e é lindo ver o cuidado dele em cada detalhe da minha vida.

Agradeço a minha família pelo apoio de todos os dias. É raro dizer as pessoas que você ama o quanto elas são importantes nas suas conquistas. Sem o apoio da minha mãe e dos meus irmãos nada poderia ter sido feito. Agradeço a Deus todos os dias pela família linda que Ele me presenteou.

Agradeço aos amigos por tornar a caminhada mais leve. Como está escrito em Pv 17.17: “Em todo tempo ama o amigo, e na angústia se faz o irmão”. Obrigada Camilla por se tornar a irmã que Deus me deu e me apoiar sempre, obrigada Thiago pelas melhores risadas e por me ensinar tanto ao mesmo tempo, obrigada Alice e Bob por me lembrarem constantemente que as diferenças fortalecem a amizade, obrigada Germano pelos cafés no departamento de Geologia e pelas conversas sobre a vida, obrigada a todos os outros que me ajudam e ajudaram tanto.

Agradeço ao meu orientador, Prof. Marco Aurélio, pelo apoio durante esta caminhada, pelos churrascos e pelas cobranças. Agradeço ao pessoal do LIHOM pelas belas risadas em tempos difíceis. Agradeço a Érico pela ajuda com o Visual Studio.

Por último, gostaria de agradecer a minha mãe novamente, por ser esta mulher de fibra que me educou e me ajudou a me tornar o que sou hoje.

RESUMO

A medicina atual é caracterizada pela busca de métodos de exploração menos invasivos, mais eficientes e que não incomodem tanto o paciente em caso de acompanhamento por períodos longos de tempo. Para superar o risco desnecessário no período de gravidez é importante para monitorar a condição cardíaca fetal regularmente, para identificar possíveis anormalidades. Este trabalho propõe o desenvolvimento de um protótipo robusto para aquisição de sinais de ECG fetal, de baixo custo de fabricação, baixo consumo de energia, seguro e que se comunica, sem fio, com outro dispositivo. O *hardware* do protótipo teve como finalidade a monitorização, em tempo real, dos sinais de ECG fetal, em pacientes grávidas a partir da vigésima semana de gravidez. O sinal fetal cerca de dez vezes menor quando comparado ao materno, desta forma o circuito amplificador do sinal advindo da barriga da grávida possui um ganho dez vezes maior para poder determinar o batimento fetal através de técnicas de processamento de sinais. Método: O equipamento possui três amplificadores para sinais biológicos (ECG), que combinam baixo consumo e portabilidade, ou seja, os componentes escolhidos para este trabalho objetivaram reduzir o tamanho do circuito sem diminuir a sua funcionalidade. Dois dos canais foram posicionados sobre o abdômen da grávida, alinhados com o umbigo, e o último canal foi captado diretamente do tórax. A transmissão de dados foi projetada para ser compatível com diversos dispositivos auxiliares, como celulares e computadores portáteis, via Bluetooth. A aquisição dos sinais foi dividida em duas etapas. A primeira consistiu na aquisição dos dados para definição do algoritmo de processamento com o auxílio da placa USB6009 da National Instruments e a segunda na aquisição e implementação das técnicas de pré-processamento embarcado e transmissão via *wireless*. Resultados e conclusão: O sistema foi testado em laboratório, apresentando bom desempenho na aquisição de dados e boa estabilidade em relação ao controle e ao consumo de energia.

Palavras-chave: Dispositivo portátil. Aquisição de ECG. Processamento de sinais.

ABSTRACT

Current medicine is characterized by the search for methods of exploration less invasive, more efficient and that do not disturb the patient in the case of prolonged examination. To overcome unnecessary risk during the period of pregnancy, it is important to monitor fetal heart condition regularly, also to identify possible abnormalities. This work proposes the development of a robust prototype for the acquisition of fetal ECG signals with low manufacturing cost, low energy consumption, safe, and that communicate, wireless, with another device. The prototype's *hardware* had the goal of monitor in the real-time the fetal ECG signals, from pregnant women from the twentieth week of pregnancy. The fetal signal is around ten times smaller when compared to the maternal ECG, then the amplifier circuit of the signal coming from the belly of the pregnant woman had a ten times gain, to be able to determine the fetal heart beat through signal processing techniques. Methods: The equipment aims three amplifiers for biological signals (ECG) which combine low consumption and portability, and components in this work was chosen to reduce the size of the circuit without reduce the functionality. Two of the canals were positioned over the abdomen of the pregnant woman, aligned with the belly button, and the last channel was acquired directly from the thorax. The data transmission was projected to be compatible with auxiliary devices, such as cellphones and laptop computer, using Bluetooth technology. The signal acquisition was divided into two stages. The first consisted of the acquisition of the data with the National Instruments USB6009 for the definition of the processing signal algorithm and the second one in the implementation of preprocessing techniques in an embedded system and wireless transmission. Results and conclusion: The system was tested in laboratory and presented good performance in the acquisition of data and good stability in relation to the control and energy consumption.

Key words: Portable device. ECG Acquisition. Signal processing.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1– Estrutura anatômica do coração.	23
Figura 2– Ciclo cardíaco no ventrículo esquerdo. Acima: pressões atrial, ventricular e aórtica. No meio: volume ventricular. Abaixo: Sinais de eletrocardiograma e fonocardiograma.	25
Figura 3–Circulação fetal	27
Figura 4–Frequência e intensidade do fECG e mECG.....	29
Figura 5– Formato completo da onda de ECG	30
Figura 6– Disposição dos eletrodos.....	33
Figura 7- Topologia clássica do amplificador de instrumentação com três amplificadores operacionais.....	35
Figura 8- Composição interna do circuito interno do INA129.....	36
Figura 9- Os filtros passivos e o circuito amplificador	37
Figura 10- Resposta em frequência dos filtros projetados	38
Figura 11-Simulação dos filtros projetados.....	38
Figura 12- Canais utilizados na placa USB6009	39
Figura 13– Diagrama da entrada diferencial	40
Figura 14- Pinagem da placa FRDM-KL25Z com as entradas dos conversores AD destacadas. Os pinos circulados em vermelho foram os utilizados	41
Figura 15- Diagrama de blocos da primeira etapa de aquisição de sinais do projeto.....	43
Figura 16– Diagrama de blocos da segunda etapa do projeto	44
Figura 17– Etapas do processamento dos sinais.....	47
Figura 18– Filtragem do sinal no domínio do tempo e no domínio da frequência	51
Figura 19– Máscara de frequência.....	53
Figura 20 – Fluxograma para detecção de picos	55
Figura 21-Sinal adquirido sem processamento. Os círculos vermelhos indicam o batimento fetal	61
Figura 22- Transformada de Fourier centralizada do sinal do hemisfério esquerdo do paciente	62
Figura 23– Sinal do hemisfério esquerdo da paciente após aplicação de filtro.....	63
Figura 24 – Sinal do hemisfério direito antes e após a aplicação dos filtros.....	63
Figura 25– Deslocamento da janela para o cálculo da variância.....	64
Figura 26 – Variância do sinal.....	65
Figura 27– Detecção dos batimentos cardíacos maternos	69
Figura 28 – Protótipo montado	71
Figura 29- Comparação da aplicação dos filtros passa-banda nos domínios frequencial e temporal.....	72
Figura 30- Comparação da aplicação dos filtros passa-banda e rejeita-faixa nos domínios frequencial e temporal. Os círculos vermelhos identificam os batimentos fetais	72

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Definição do protocolo Bluetooth	46
Quadro 2- Leitura do sinal no Matlab	48
Quadro 3 – Separação dos sinais em vetores.....	48
Quadro 4– Definição dos Parâmetros do sinal	49
Quadro 5– Janelamento do sinal.....	50
Quadro 6– Transformada de Fourier	51
Quadro 7– Máscara de Frequência	52
Quadro 8 – Transformada inversa de Fourier.....	53
Quadro 9– Variância do sinal	54
Quadro 10– Algoritmo de detecção de picos	56
Quadro 11– Cálculo da frequência fetal	58
Quadro 12 – Eliminação de artefatos e cálculo da frequência fetal final	58
Quadro 13– Cálculo dos coeficientes do filtro digital	60

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Pesquisa inicial nas bases de dados.....	18
Tabela 2– Janelamento dos sinais.....	50
Tabela 3– Coeficientes dos filtros	59
Tabela 4– Frequências calculadas antes da eliminação dos artefatos	66
Tabela 5 – Frequências(bpm) após a eliminação dos artefatos	67
Tabela 6 – Valores das frequências(bpm) obtidas manualmente com o auxílio do Matlab.....	67
Tabela 7– Comparação dos métodos	68
Tabela 8 – Resultados parciais	69

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A/D	- Analógico-Digital
ACI	- Análise de componentes individuais
ACP	- Análise da componente principal
AHA	- <i>American Heart Association</i>
AI	- Amplificador de Instrumentação
Amp. Op.	- Amplificador Operacional
AS	- Sinoatrial
CMRR	- <i>Common Mode Rejection Ratio</i>
CI	- Circuito Integrado
CTG	- Cardiotocografia
DAQ	- Aquisição de dados
ECG	- Eletrocardiograma.
EHG	- Eletrohisterograma
fECG	- Eletrocardiograma Fetal
FFT	- <i>Fast Fourier Transform</i>
FIR	- Resposta ao Impulso Finita
FHB	- <i>Fetal Heart Beat</i>
fHR	- <i>Fetal Heart Rate</i>
FIR	- <i>Finite Impulse Response</i>
fMCG	- Magnetocardiografia Fetal
FPGA	- <i>Field Programmable Gate Arrays</i>
fQRS	- QRS Fetal
KF	- <i>Kalman Filter</i>
I2C	- <i>Inter-Integrated Circuit</i>
IBM	- <i>International Business Machines</i>
IEEE	- Instituto de Engenheiros Eletricistas e Eletrônicos
MCG	- Magnetocardiografia
mECG	- Eletrocardiograma Materno
MHB	- <i>Maternal Heart Beat</i>

NI	- <i>National Instruments</i>
PC	- <i>Personal Computer</i>
PCG	- <i>Phonocardiogram</i>
RF	- Rádio Frequência
RGB	- <i>Red Green Blue</i>
RSE	- <i>Referenced Single-Ended</i>
SNR	- <i>Signal Noise Ratio</i> , Razão sinal-ruído
SPI	- <i>Serial Peripheral Interface</i>
UART	- <i>Universal Synchronous Receiver/Transmitter</i>
USB	- <i>Universal Serial Bus</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

Ω	- Ohm
σ	- Desvio Padrão
π	- Pi (3,14)
bpm	- Batimentos por minuto
C	- Capacitor
E	- Valor médio da variável
fbf	-frequência dos batimentos fetais
Fs	- <i>Sample Frequency</i>
G	- Ganho
Hz	- Hertz
Rg	- Resistor de Ganho
R	- Resistor
T	- Período
V	- Volt
var	- Variância

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
1.1	Estado da arte	17
1.2	Objetivos do trabalho	21
1.2.1	Objetivos específicos	21
1.3	Organização da dissertação	22
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	23
2.1	O coração	23
2.1.1	O desenvolvimento fetal.....	26
2.2	Sinal de eletrocardiograma	28
2.3	Bases fisiológicas do monitoramento fetal	30
2.3.1	Riscos na gravidez	31
2.3.2	Disposição dos eletrodos.....	32
3	MÓDULO DE AQUISIÇÃO DO ECG FETAL	34
3.1	Amplificador de instrumentação	34
3.2	Filtragem	36
3.3	Regulador de tensão	38
3.4	Aquisição de dados preliminar – USB6009	39
3.5	A placa FRDM-KL25Z	40
3.6	Etapa 1: Aquisição preliminar dos dados	42
3.7	Parte 2: Aquisição dos dados com a placa FDRM-KL25Z	43
3.7.1	Conversão A/D	45
3.7.2	Transmissão via Bluetooth.....	45
4.	PROCESSAMENTO DO SINAL ADQUIRIDO	47
4.1	Leitura e separação dos sinais	48
4.2	Definição dos parâmetros do sinal	49
4.3	Janelamento	49
4.4	Filtragem do sinal no domínio frequencial	50
4.5	Variância do sinal e eliminação do batimento materno	54
4.6	Algoritmo de detecção de picos	55
4.7	Cálculo da frequência cardíaca fetal	57
4.8	Cálculo da frequência cardíaca materna	59
4.9	Filtragem no domínio temporal	59
5	RESULTADOS	61

5.1	Filtragem do sinal – Domínio da frequência.....	61
5.2	Cálculo da variância e eliminação dos batimentos maternos	63
5.3	Cálculo da frequência dos batimentos fetais e eliminação de artefatos	65
5.4	Detecção do batimento materno	68
5.4.1	Resultados: Amostras coletadas	69
5.5	Aspectos do projeto – comparação com outros trabalhos	70
5.6	Filtragem do sinal - Domínio do tempo	71
6.	CONCLUSÃO	73
6.1	Trabalhos futuros.....	73
	REFERÊNCIAS	75

1 INTRODUÇÃO

A medicina atual é caracterizada pela busca de métodos de exploração menos invasivos, mais eficientes e que não incomodem tanto o paciente em caso de acompanhamento por períodos longos de tempo. Apesar dos métodos invasivos normalmente permitirem a aquisição de um sinal com menos interferências, o intuito da medicina hoje é buscar métodos de aquisição não invasivos que proporcionem as mesmas conclusões/diagnósticos dos métodos invasivos.

A gestação é um fenômeno fisiológico e sua evolução acontece sem intercorrências na maior parte dos casos. Apesar da evolução da gravidez ocorrer sem muitos problemas na maioria dos casos, uma pequena parcela das gestantes apresenta maiores probabilidades de uma complicação, normalmente ocasionada por elas serem portadoras de alguma doença (JACINTO; PAMPLONA; SOARES, 2012).

O período de gravidez é de vital importância no diagnóstico e prevenção de anormalidades fetais, as mulheres nesta condição devem ser monitoradas regularmente a partir do segundo trimestre da gravidez, estágio em que os batimentos fetais começam a ser mais facilmente percebidos (SAMENI; CLIFFORD, 2010).

As batidas do coração do bebê no útero foi primeiro escutada no século XVII ou XVIII (ALFIREVIC et al., 2006). No século XIX, o obstetra francês Dr. Adolphe Pinard inventou um estetoscópio em formato de telescópio para melhorar a monitoração dos batimentos fetais. Por volta de 1960, constatou-se que mudanças na frequência cardíaca fetal estão associadas com o perigo que o feto está correndo e determina o momento em que o médico deve intervir. A importância da determinação dos batimentos fetais durante o trabalho de parto é salientada pelo fato do feto estar em "estresse" por conta das contrações, podendo entrar em sofrimento. Neste caso, é recomendado a auscultação dos batimentos fetais a cada meia hora para diminuir a probabilidade do feto ter complicações (FREEMAN, 2012).

A ecocardiografia é o método não invasivo que permite a obtenção de dados sobre a morfologia do coração e sua fisiologia. As principais desvantagens deste método estão no preço do equipamento e na necessidade de um profissional altamente qualificado para realizar o exame e interpretá-lo (KOVÁCS et al., 2011).

Um método mais simples de avaliar a situação do feto é a cardiotocografia (CTG), que consiste em um exame que monitora a frequência dos batimentos fetais, o movimento do feto e as contrações uterinas durante um dado intervalo de tempo, em geral de 10 a 20 minutos. Para a frequência cardíaca fetal ficar dentro da normalidade, o sistema nervoso central, o sistema

cardiovascular, entre outros, tem que estar funcionando perfeitamente. Existem quatro métodos para realizar medições CTG: utilizando o efeito Doppler através do ultrassom, o eletrocardiograma (ECG), a magnetocardiografia (MCG) e a fonocardiografia (PCG) (KOVÁCS et al., 2011).

A técnica que utiliza o efeito Doppler é mais confiável e largamente aceita para interpretar as mudanças na frequência das ondas sonoras refletidas pela pulsação nos vasos fetais, contudo, dependendo da posição do feto, aparecem muitas limitações na aquisição dos dados durante um intervalo grande de tempo (JEZEWSKI et al., 2011).

A magnetocardiografia fetal (fMCG) é uma técnica não invasiva para monitorar o campo magnético gerado pela atividade elétrica do coração fetal. A magnetocardiografia tem sua limitação no tamanho e custo do equipamento (ZHANG et al., 2012).

A representação gráfica de todos os sons produzidos pela atividade cardíaca do feto, sejam eles normais ou patológicos, é chamada de fonocardiograma fetal. Ela pode ser obtida com o auxílio de dispositivos eletrônicos, contudo a amplitude do sinal adquirido é cerca de dez vezes menor do que a amplitude materna e não tem uma boa relação sinal-ruído (CHEN et al., 2006; SAMENI; CLIFFORD, 2010).

O sinal de Eletrocardiograma (ECG) é a resultante do sinal elétrico da atividade muscular do miocárdio. O fECG (Eletrocardiograma fetal) é captado por meio de eletrodos, situados normalmente no abdome da paciente. O registro do ECG pode ser utilizado no auxílio ao diagnóstico de diversas arritmias cardíacas, doenças cardíacas congênitas e constatação de áreas do coração afetadas por infartos (ANDREOTTI et al., 2014; SOUZA, 2015).

Devido à sua maior resolução temporal, frequencial e espacial, o ECG possibilita o monitoramento do QRS fetal (fQRS). Infelizmente, os sinais ECG fetal adquiridos de forma não invasiva geralmente são corrompidos por muitas fontes de ruído interferentes, mais significativamente pelo eletrocardiograma materno (mECG), cuja amplitude é geralmente maior do que a do ECG fetal.(ANDREOTTI, 2017)

1.1 Estado da arte

A presente pesquisa foi realizada nas bases de dados Science Direct, IEEE e Medline através da combinação das palavras chaves ‘Fetal ECG’ com ‘Development’ e/ou ‘Single Channel’(Tabela 1). Foram utilizadas apenas palavras chaves em inglês para aumentar o máximo possível o número de artigos selecionados e foi criado um filtro para os artigos

publicados nos anos de 2012 a 2017, últimos cinco anos. O objetivo foi encontrar artigos com desenvolvimento de equipamento e algoritmos.

Os artigos que apenas continham as palavras chaves, contudo não trabalhavam com eletrocardiografia foram excluídos da pesquisa. Dentre os artigos lidos, alguns foram mais relevantes para o trabalho e serão destacados nesta sessão.

As palavras chaves utilizadas na base de dados Science Direct e PUBMED foram mais restritas para delimitar o máximo possível os artigos selecionados. Como o IEEE é um banco de artigos de engenharia elétrica, foi colocado uma palavra chave que possibilitasse encontrar mais artigos.

Tabela 1- Pesquisa inicial nas bases de dados.

IEEE		
Palavras-chave	Resultados	Anos compreendidos
Fetal ECG	158	2012 até 2017
Science Direct		
Palavras-chave	Resultados	Anos compreendidos
Fetal ECG	1652	2012 até 2017
Fetal ECG Development	1080	2012 até 2017
Development Fetal ECG Single Channel	211	2011 até 2017
Pubmed		
Palavras-chave	Resultados	Anos compreendidos
Fetal ECG	265	2011 até 2017
Fetal ECG Development	55	2012 até 2017

Fonte: acervo do autor

Diversos fatores biológicos acrescentam risco ao período de gestação e, para reduzir a probabilidade de haver alguma complicação ou identificar possíveis anormalidades, é importante monitorar a condição cardíaca fetal regularmente. O sinal de eletrocardiograma é uma das maneiras mais simples de monitorar tanto pela vasta literatura disponível, como pelo baixo custo para montar um dispositivo para aquisição do sinal.

Contabilizando a bibliografia referente à eletrocardiografia, mais de 80 mil trabalhos, nota-se que há uma menor quantidade de artigos focados apenas no sinal fetal, cerca de 2.000 nos últimos 5 anos. O ano de 2013 foi marcado pela realização do 14º desafio anual do

Physionet/ Computação em Cardiologia. O evento foi inteiramente focado na detecção do complexo QRS e na estimação da frequência fetal a partir do tratamento do sinal do coração do feto adquirido por eletrocardiograma não invasivo (SILVA et al., 2013).

O desafio de computação em cardiologia foi marcado pelo destaque de alguns trabalhos para estimar a frequência cardíaca fetal (FHR, do inglês, *Fetal Heart Rate*) e o intervalo entre os batimentos fetais, tais como os artigos de Varanini (et al., 2013) e de Behar (et al., 2013). Eles elaboraram algoritmos robustos. O primeiro usou análise dos componentes individuais (ACI) e cancelamento do ECG materno através da decomposição em valores singulares com sistema de pesos. O segundo trabalho utilizou um filtro passa-banda digital, um filtro rejeita faixa para remover o ruído de 60/50Hz e várias técnicas para separação dos componentes maternos e fetais como, por exemplo, filtro de Kalman (KF), subtração de modelo e análise dos componentes individuais.

A etapa para estimar o intervalo entre as ondas QT do feto teve o trabalho de Podziemski e Gieraltowski (et al., 2013) como vencedor. Após minimizar o ruído dos canais, os autores desenvolveram um algoritmo adaptativo para detectar a amplitude, cancelando o ECG materno e utilizando o conceito de covariância. Por fim, Andreotti (et al., 2013) foi o autor mais relevante nas duas últimas etapas do desafio, que são iguais as duas primeiras etapas, contudo os algoritmos submetidos poderiam ter também o código fechado, preservando aos autores que desejam patentear seu trabalho. O trabalho utilizou técnicas semelhantes as dos outros autores, contudo obteve melhores resultados de acordo com a pontuação. Dentre as técnicas utilizadas, pode-se citar filtro FIR, Filtro de Kalman e a ACI.

Muitos autores usam bancos de sinais abertos para testar os algoritmos (BEHAR; OSTER; CLIFFORD, 2013; PODZIEMSKI; GIERALTOWSKI, 2013; VARANINI et al., 2013). Na literatura existem muitos projetos para tratamento do sinal fetal, contudo poucos são os que desenvolvem o equipamento para monitoração (FAUZANI et al., 2013; SONG et al., 2015a, 2015b). Alguns dispositivos de *hardware* para aquisição e processamento desses sinais biológicos foram desenvolvidos nos últimos cinco anos por pesquisadores (DESAI; SANKHE, 2012; LIU; ZHANG; HONGQI FAN, 2013; MORALES et al., 2013; RASU; SUNDARAM; SANTHIYAKUMARI, 2015; VERMEULEN-GIOVAGNOLI et al., 2015).

Corroboram com o estudo proposto os estudos de Liu (et al., 2013) tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema portátil para monitoramento fetal. Utilizam comunicação

wireless para enviar os dados para o computador, porém o foco do estudo não foi a monitoração fetal, contudo o equipamento desenvolvido foi portátil, objetivo deste estudo.

O trabalho de Vermeulen-Giovagnoli (et al., 2015) teve como objetivo o desenvolvimento de um sistema para medição eletrofisiológica da frequência cardíaca fetal (fHR), eletrocardiograma fetal (fECG) e contrações uterinas prematuras para permitir a detecção precoce de problemas fetais.

Morales (et al., 2013) apresenta um dispositivo reconfigurável para aquisição de ECG fetal utilizando FPGA. A vantagem deste projeto é o fato do circuito ser programado inteiramente por *softwares* e minimizar a parte de instrumentação. Projetos com FPGA normalmente não possuem um custo baixo.

Desai e Sankhe (2012) apresentaram um monitor cardíaco fetal utilizando uma plataforma educacional da National Instruments. O principal objetivo foi aplicar em tempo real a transformada de Wavelet para extração do ECG fetal.

Fauzani (et al., 2013) criou um sistema com apenas dois eletrodos para captura. Algumas vezes o terceiro eletrodo da montagem clássica atrapalha pois pode pegar potenciais resultantes do movimento do paciente. Portanto, um sistema com apenas dois eletrodos pode proporcionar mobilidade e conforto, uma vez que o número de eletrodos dispostos no corpo é reduzido.

No trabalho apresentado por Song (et al., 2015) foi criado um amplificador de baixa tensão com reutilização de corrente e proteção contra choque para aquisição do ECG abdominal. O protocolo de aquisição é semelhante ao utilizado neste projeto. Os autores utilizaram um multiplexador na entrada ao invés de separar os canais em várias conversores analógicos-digitais diferentes.

Alguns autores tiveram como foco descrever as diversas técnicas de processamento utilizadas para extração de ECG fetal. Podem ser citados os trabalhos de Rajesh e Ganesan (2014), Anisha (2014), e Sameni e Clifford (2010).

Lee (et al., 2012) propôs um método em tempo real para a detecção de artefatos de movimento e ruído. O método consiste no uso de um modo empírico de decomposição para isolar o componente de ruído do sinal seguido de três medidas estatísticas que são especialmente adequadas para medir a complexidade e a variabilidade do sinal: a entropia, média e variância de Shannon.

O trabalho de Song (et al., 2015a) apresenta um sistema com três canais de amplificação, aplicações de monitoramento fetal, um conversor A/D(Analógico-Digital) e todos os circuitos de gerenciamento de energia necessários para alimentar os diferentes blocos de construção a partir de uma única fonte de 1,4V.

O intuito deste trabalho é desenvolver um equipamento para monitoração da frequência materno-fetal, com foco no baixo custo de equipamento e robustez. O circuito desenvolvido foi pensado para consumir baixa corrente e realizar apenas o pré-processamento mínimo, pois o foco foi o processamento do sinal após a conversão analógico-digital. O intuito é utilizar o equipamento no serviço público brasileiro, por isto o baixo custo e a robustez devem ser o foco principal do trabalho.

1.2 Objetivos do trabalho

O objetivo geral deste trabalho é desenvolver um equipamento seguro para a paciente, robusto, de baixo custo e que realize a aquisição, processamento e transmissão por meio do protocolo de comunicação Bluetooth, em tempo real, do monitoramento materno e fetal cardíaco.

1.2.1 Objetivos específicos

Os objetivos específicos deste trabalho estão enumerados a seguir:

- Construir um amplificador de sinais bioelétricos, compacto e de baixo custo capaz de adquirir o sinal de ECG fetal e materno.
- Desenvolver uma cadeia de filtros analógicos capazes de minimizar os ruídos adquiridos no sinal, ocasionados pela componente DC e pelas altas frequências;
- Utilizar a placa USB-6009 para aquisição do sinal de eletrocardiograma do abdômen da grávida;
- Definir os algoritmos de processamento digital do sinal para redução de ruídos e separação do sinal de eletrocardiograma fetal do materno;

- Construir um sistema embarcado para o condicionamento do sinal para a posterior conversão A/D, pré-processamento e transmissão via Bluetooth;
- Implantar em *firmware* todo sistema de processamento do sinal em um sistema embarcado.

1.3 Organização da dissertação

Esta dissertação seguirá o seguinte escopo. Primeiramente, no capítulo 2, será feita uma revisão teórica dos conceitos relevantes que serão utilizados durante o desenvolvimento prático, principalmente da parte biológica e desenvolvimento do feto.

O terceiro capítulo terá como foco a apresentação e explicações do circuito montado em vários estágios e sua aplicação. No quarto capítulo será feita uma explicação do processamento de sinais realizado no projeto.

O quinto capítulo apresentará os resultados obtidos a partir do sistema desenvolvido. Nele haverá a explicação das técnicas de processamento utilizadas e sua aplicação no *firmware*.

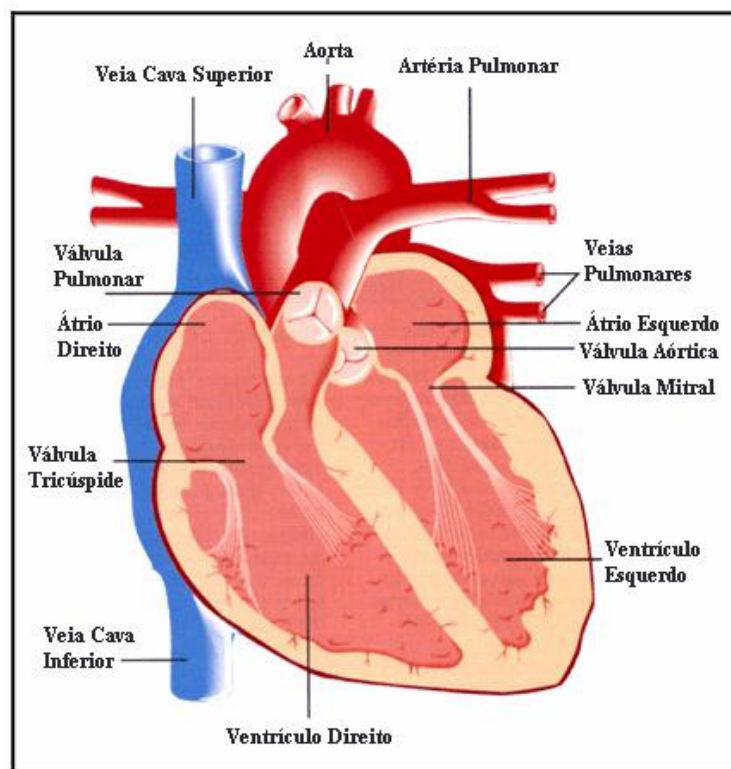
Por fim, o sexto capítulo trará as conclusões pertinentes ao projeto juntamente com os projetos futuros a serem desenvolvidos.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 O coração

O coração é um dos órgãos mais importantes do corpo. Ele é responsável por bombear sangue rico em dióxido de carbono aos pulmões para a realização das trocas gasosas, e enviar sangue oxigenado para o corpo todo. Anatomicamente, o coração é dividido em dois lados, direito e esquerdo, que são separados por um septo. Cada lado do coração é subdividido em átrio e ventrículo, cuja comunicação é feita através das válvulas. A Figura 1 ilustra a estrutura anatômica do coração, onde pode-se distinguir as quatro câmaras, as válvulas cardíacas, as principais artérias e veias.

Figura 1– Estrutura anatômica do coração.



Fonte: adaptado de (CHUNG; RICH, 1990)

As válvulas cardíacas estão localizadas, mais especificamente, entre os átrios e ventrículos, bem como nas saídas da artéria aorta e artéria pulmonar, auxiliando o sangue a fluir em apenas uma direção. Existem quatro válvulas cardíacas: a válvula tricúspide, válvula mitral ou bicúspide, válvula aórtica e a válvula pulmonar (Figura 1). As válvulas tricúspide e aórtica

são chamadas de válvulas atrioventriculares, pois elas direcionam o fluxo sanguíneo do átrio para o ventrículo (ABBAS; BASSAM, 2009).

Do ponto de vista hemodinâmico, o coração pode ser classificado como uma bomba de movimento alternado. As câmaras da bomba têm volume variável e portas. As válvulas são as portas de entrada e são feitas para abrir apenas quando a pressão interna da câmara excede a pressão externa. No coração, a mudança de volume é causada pela contração e relaxamento do músculo cardíaco.

A passagem do sangue do átrio para o ventrículo e, posteriormente, para fora do coração define um ciclo completo da bomba. Cada ciclo consiste numa fase de enchimento, ou diástole, e uma fase de ejeção, chamada sístole. A diástole ocorre enquanto o volume das câmaras aumenta e há fluxo na porta de entrada. Durante a sístole, o volume da câmara começa a diminuir e o fluido é ejetado através da porta de saída. O volume de líquido ejetado durante um ciclo da bomba é referido como o volume de curso e o volume de fluido bombeado cada minuto pode ser determinado pela simples multiplicação do volume de curso pelo número de ciclos da bomba por minuto (ABBAS; BASSAM, 2009).

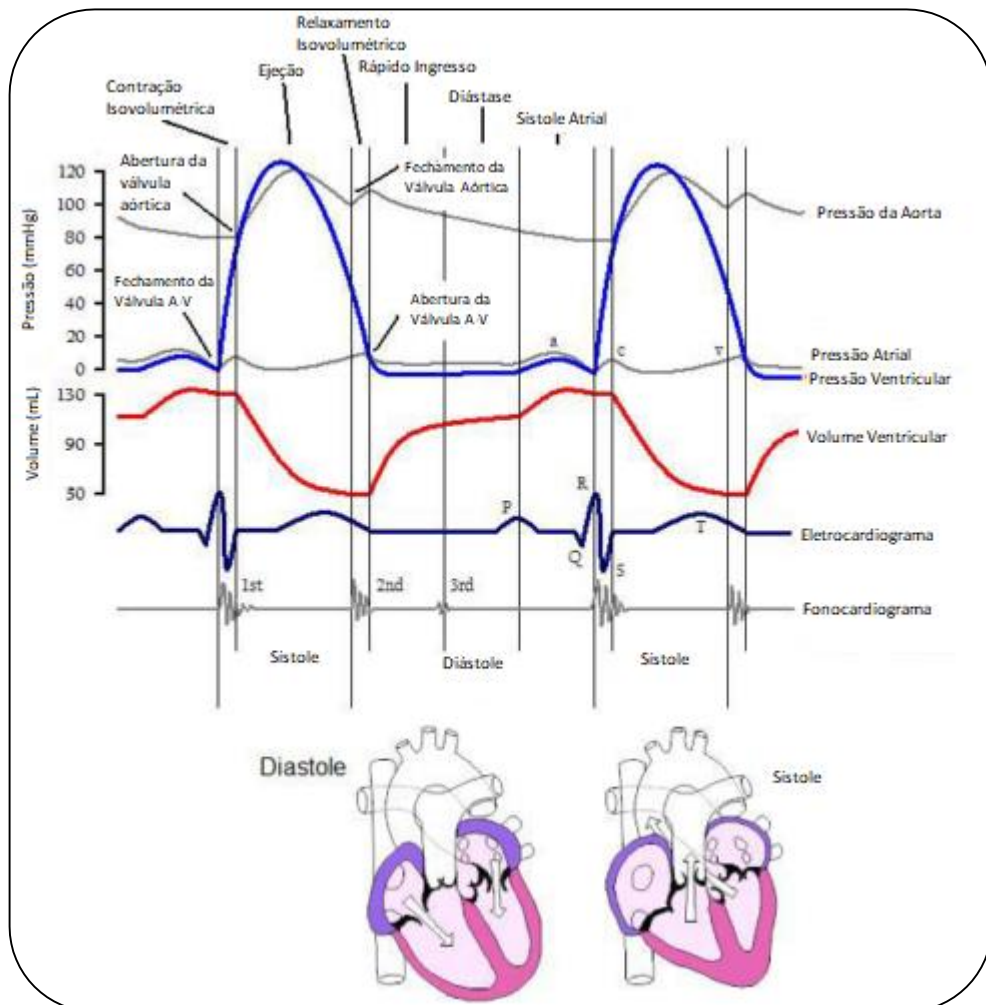
As válvulas aórtica e pulmonar são também chamadas de semilunares por causa do seu formato de meia-lua que previne o retorno do sangue para dentro dos ventrículos. O coração age como uma bomba, gerando a pressão necessária para a circulação do sangue pelo corpo, através de atividades sincronizadas dos átrios e ventrículos. Simplificando, o processo é constituído pela contração dos átrios que bombeia o sangue para os ventrículos, a contração dos ventrículos impulsionam o sangue para a aorta e para a artéria pulmonar, simultaneamente ao relaxamento dos átrios e relaxamento dos ventrículos.

O sinal de eletrocardiograma (ECG) é resultado da contração e o relaxamento das câmaras internas do coração. A Figura 2 ilustra o ciclo cardíaco no tempo, ressaltando o sinal de eletrocardiograma em relação as pressões nos átrios e ventrículos. Na parte de cima está o perfil da pressão no átrio, no ventrículo e na aorta. Os principais eventos do ciclo cardíaco estão apontados na figura. O volume ventricular está descrito no gráfico em vermelho. Na parte de baixo encontra-se o traçado do eletrocardiograma e do fonocardiograma. Pode-se notar que seus principais eventos estão sincronizados com as variações de pressão e volume.

A atividade mecânica do coração envolve a contração de células do miocárdio, a abertura / fechamento das válvulas, e o fluxo de sangue para e a partir das câmaras do coração. Os diferentes tipos de sinais geram várias informações sobre a atividade cardíaca. Integrando

esta informação pode-se obter uma melhora na capacidade de avaliação da condição do sistema cardiovascular.

Figura 2– Ciclo cardíaco no ventrículo esquerdo. Acima: pressões atrial, ventricular e aórtica. No meio: volume ventricular. Abaixo: Sinais de eletrocardiograma e fonocardiograma.



Fonte: adaptado de (ABBAS; BASSAM, 2009)

2.1.1 O desenvolvimento fetal

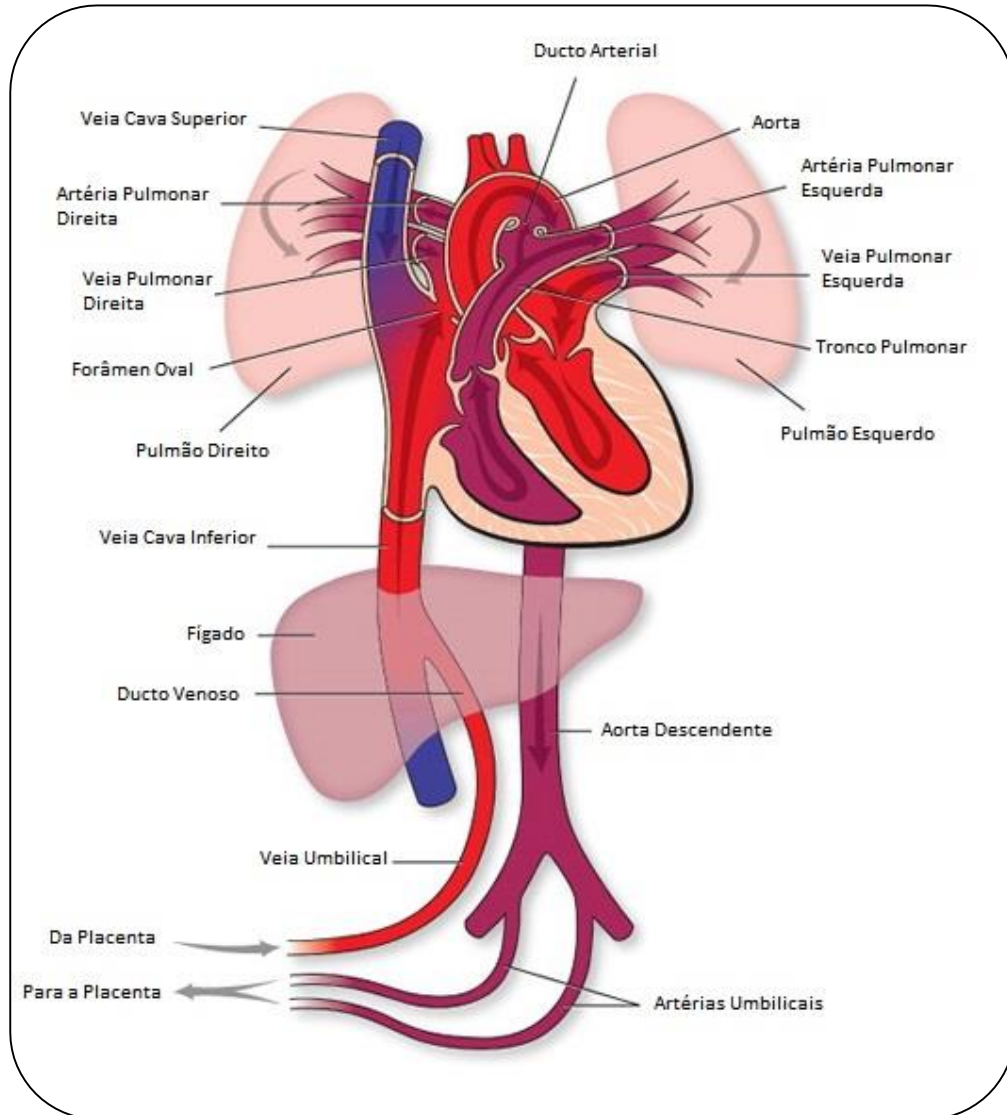
O desenvolvimento do coração do feto começa na terceira semana de gestação com a formação de um "tubo simples". Os batimentos cardíacos podem ser detectados externamente aproximadamente no 21º dia de gestação, contudo a circulação de sangue começa apenas uma semana depois. O período entre a terceira e a sétima semana é crucial na separação deste tubo em cavidades que, posteriormente, darão origem aos átrios e ventrículos. (BEHAR, 2016)

As quatro câmaras estarão completamente separadas a partir da sétima semana de gestação. O desenvolvimento do coração é extremamente delicado da quarta até a sétima semana de gestação e certas infecções maternas, medicações e doenças metabólicas neste período podem culminar no desenvolvimento de doenças cardíacas congênitas (SAMENI; CLIFFORD, 2010). O coração do feto pode começar a ser monitorado externamente através de ecocardiograma a partir da sétima semana. Com 12 semanas, o batimento cardíaco fetal pode ser ouvido através da ausculta externa, com uma taxa de cerca de 120-160 batimentos por minuto.

Até antes do coração do feto começar a bombear sangue, o feto extrai oxigênio da placenta. Por causa da quantidade limitada de oxigênio, pode-se constatar que o feto vive em hipóxia, ou seja com uma taxa menor de oxigênio, quando comparado com um adulto.

A Figura 3 mostra a circulação fetal com o sentido do fluxo de sangue em cada veia e artéria principal. O caminho feito pelo sangue que flui através do feto é realmente mais complicado do que após o nascimento do bebê. Isso ocorre porque a placenta está fazendo o trabalho que os pulmões do bebê farão após o nascimento. A placenta aceita o sangue sem oxigênio do feto através dos vasos sanguíneos que deixam o feto por meio das artérias umbilicais. O sangue vermelho retorna ao feto através da veia umbilical. O sangue vermelho que entra no feto passa através do fígado fetal e entra no lado direito do coração. Após o início da circulação fetal, o sangue oxigenado é direcionado para o átrio esquerdo através da veia pulmonar e encaminhado ao sistema cardiovascular do feto. (HEART.ORG, 2016)

Figura 3–Circulação fetal



Fonte: adaptado de (HEART.ORG, 2016)

As artérias umbilicais são responsáveis por levar o sangue pobre em oxigênio para a circulação materna e o sangue oxigenado entra na veia cava através da veia umbilical. Como a veia cava é ligada ao átrio direito, o sangue é guiado ao átrio esquerdo através do forâmen oval, uma abertura entre os dois átrios. Esta comunicação entre os dois átrios é muito importante para irrigar o cérebro do feto o máximo possível com sangue oxigenado.

Após o nascimento, a mudança nas pressões de trabalho do coração devido à expansão dos pulmões e outros fatores fisiológicos resultam no fechamento do forâmen oval no primeiro dia de vida.

Os batimentos do coração humano são causados pela excitação pseudo-periódica do miocárdio. Essa excitação se origina no nó sinoatrial (SA) e se propaga através de diferentes estruturas do coração. O nó SA é o primeiro a ser formado, seguido pelo nó atrioventricular, aproximadamente 40 dias depois(ANDREOTTI, 2017). A propagação deste impulso nervoso dá origem ao sinal de eletrocardiograma. O eletrocardiograma fetal é semelhante ao ECG adulto, pois contém as diferentes ondas características. As ondas distintas representam a contração e relaxamento dos átrios e ventrículos causados pela propensão da atividade elétrica através do coração.

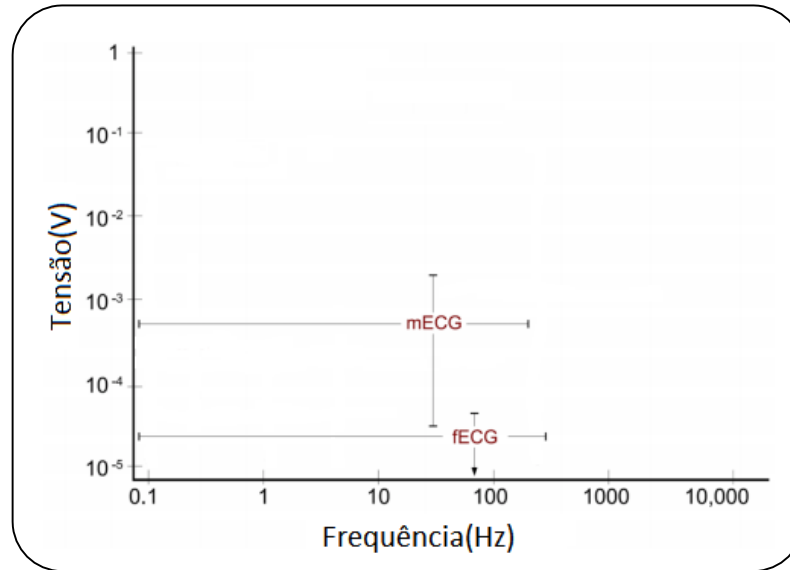
2.2 Sinal de eletrocardiograma

O sinal de eletrocardiograma (ECG) é a gravação no tempo da atividade elétrica cardíaca do coração através de eletrodos de superfície, ou seja, de forma não invasiva. O eletrocardiograma é registrado por meio de um equipamento, o eletrocardiógrafo, em papel milimetrado ou em formato digital. Os diferentes sinais cardíacos gerados pelo coração passam pelas diversas camadas do corpo e finalmente emergem na pele como um somatório, denominado sinal de eletrocardiograma. O fato do sinal ultrapassar tantos tecidos faz com que artefatos resultantes da atividade de outros sistemas sejam agregados ao sinal. Algumas fontes externas também colaboram para aumentar o ruído como a rede elétrica e a luz ambiente (ANOOP; PRABHU; PENUMALA, 2009).

Monitorar o eletrocardiograma fetal permite obter informações importantes sobre a condição do feto durante a gravidez. Através de eletrodos dispostos sobre a barriga da mãe, é possível medir de maneira não invasiva, os sinais elétricos gerados pelo coração do feto. Contudo, neste método de aquisição, o sinal cardíaco fetal tem uma amplitude cerca de dez vezes menor do que o sinal materno(SAMENI; CLIFFORD, 2010) e com muito mais artefatos, como a componente DC resultante da interface pele-eletrodo, o ruído dos eletrodos, etc.

O gráfico da Figura 4 mostra a comparação da amplitude e da faixa de frequência do sinal de ECG fetal comparado com o de ECG materno. A partir desta figura, pode-se observar que a intensidade do sinal fetal é cerca de 10 vezes menor do que a materna. Também pode-se concluir que não há domínio específico no qual o fECG (Eletrocardiograma Fetal) pode ser completamente separado do mECG (Eletrocardiograma Materno), tornando-se necessária a utilização de ferramentas de processamento de sinais. (SAMENI; CLIFFORD, 2010)

Figura 4–Frequência e intensidade do fECG e mECG.



Fonte: adaptado de (SAMENI; CLIFFORD, 2010)

A forma de onda do eletrocardiograma é o resultado da ativação em fases do miocárdio e também pode ser chamada de complexo PQRST. Esta representação foi apresentada em 1985 por Einthoven (EINTHOVEN, 1895), onde a onda P, ou a primeira onda, é produzida pelos potenciais elétricos gerados quando os átrios se despolarizam logo antes da contração atrial começar. O complexo QRS é reflexo da despolarização ventricular, isto é, pela propagação da onda de despolarização pelos ventrículos. Ao mesmo tempo, ocorre a repolarização dos átrios, contudo ela é mascarada pela intensidade do sinal resultante da despolarização ventricular. A onda T é formada por causa da repolarização dos ventrículos, preparando-se para a próxima contração. Esse processo no músculo ventricular normalmente ocorre 0,25 a 0,35 segundo após a sua despolarização e a onda T é conhecida como onda de repolarização (GUYTON; HALL, 2006). O formato completo da onda pode ser visualizado na Figura 5.

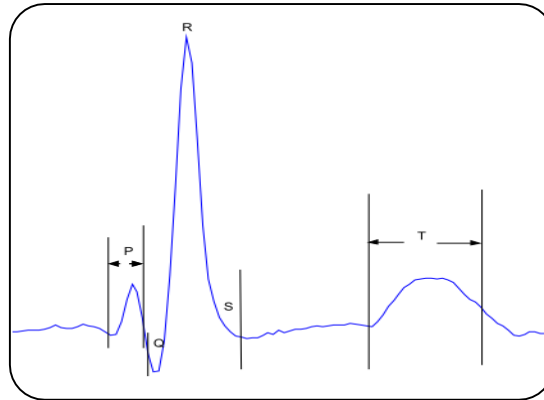
O fato da aquisição ser não invasiva dificulta a identificação das componentes da onda de fECG. A maioria dos algoritmos de detecção conseguem apenas identificar a onda R, pois as componentes P e T ficam ocultas.

O quanto o coração está desenvolvido juntamente com a posição e o movimento do feto causam um impacto na amplitude, orientação e características não estacionárias do sinal de ECG fetal gravado a partir do abdômen materno.

Durante as contrações do parto, outros sinais eletrofisiológicos interferem diretamente no sinal de eletrocardiograma, como o sinal resultante da contração uterina ou eletrohistograma (EHG). Neste momento, é muito importante observar a resposta do coração do feto frente ao

estresse causado pelo parto pois pode ser um indicador de saúde do feto. Monitorar este sinal no momento das contrações é uma tarefa complicada por causa da baixa relação sinal-ruído (SNR).

Figura 5– Formato completo da onda de ECG



Fonte: (PEDDANENI; A, 2014)

2.3 Bases fisiológicas do monitoramento fetal

Exames fetais são importantes no campo de cuidados da saúde, mas, devido ao movimento constante do feto, aparecem problemas especiais de medição. Monitorar a frequência cardíaca fetal é acompanhar a fisiologia humana do feto, principalmente durante o trabalho de parto. (KOVÁCS et al., 2011)

Monitorar a frequência cardíaca fetal é observar da fisiologia fetal em curso, ou seja, é garantir que feto está em boas condições de saúde, pois a regularidade dos batimentos cardíacos tem impacto direto no bem-estar do feto. Na maioria das vezes durante, ou um pouco antes do parto, a avaliação de pacientes com certas condições de risco é indicada vigilância fetal através do fECG.

Uma vez que há determinadas alterações características no padrão de ritmo cardíaco fetal resultantes de várias influências hipóxicas e não-hipóxicas, é necessário apreciar a fisiologia básica da troca respiratória fetal e o controle resultante da taxa cardíaca fetal.

A placenta é, para o feto, o órgão responsável pelas trocas gasosas, excreção, nutrição e troca de calor. Ela também produz hormônios típicos para a manutenção da gravidez e início

do parto. As trocas são realizadas através das vilosidades do tecido conjuntivo fetal e da parede capilar fetal (DEBBAL; F.BEREK-REGUIG, 2008).

2.3.1 Riscos na gravidez

A falta de oxigênio para o feto, ou hipóxia, pode acontecer por causa de diversas complicações no pré-natal e durante o parto. Caso o feto fique muito tempo com deficiência de oxigênio, pode ocorrer a acidose, isto é, uma acidez excessiva do sangue e fluidos corporais. Nestes casos é necessário um cuidado maior, pois o feto pode vir a ter danos neurológicos irreversíveis (BURATTINI et al., 2015). A hipóxia reduz o estoque de energia disponível para repolarização das células do miocárdio, resultando em modificações na frequência cardíaca fetal, na onda de fECG e na variabilidade da frequência cardíaca fetal. Três condições patológicas relacionadas à hipóxia são mais relevantes: ruptura prematura da membrana, crescimento intrauterino restrito e anemia fetal.

A ruptura prematura da membrana acontece quando há a ruptura da membrana fetal antes do início do trabalho de parto, independentemente da idade gestacional. Ela se torna mais perigosa até a 28ª semana de gravidez por conta da menor quantidade de líquido amniótico. Cerca de 20% dos fetos vem a óbito quando o parto é causado pela ruptura prematura da membrana (CAUGHEY; ROBINSON; NORWITZ, 2008).

A restrição do crescimento intrauterino descreve uma diminuição da taxa de crescimento fetal que evita que uma criança consiga atingir seu potencial completo de crescimento. Não é uma doença propriamente dita, mas a manifestação de várias desordens. A incidência desta condição é de 5% a 7% (FERRARIO; SIGNORINI; MAGENES, 2007).

A anemia descreve uma diminuição da densidade de glóbulos vermelhos no sistema periférico de sangue. O número baixo destas células dificulta o transporte de oxigênio, pois elas contêm a hemoglobina, proteína interna aos glóbulos vermelhos que contém ferro. Um feto com anemia possui deficiência de oxigênio. Além disso, devido aos baixos níveis de oxigênio no sangue, o coração fetal precisa bombear um maior volume de sangue, o que pode causar insuficiência cardíaca congestionada (ANDREOTTI, 2017).

Os distúrbios hipertensivos são os problemas mais comuns durante a gravidez e causam cerca de 10% das mortes maternas. A taxa de mortalidade mundial diminuiu, mas muitas mulheres ainda estão morrendo todos os dias com complicações de gravidez, principalmente em países em desenvolvimento, como o Brasil (MOREIRA et al., 2016). Hipertensão gestacional é uma condição caracterizada pela pressão arterial elevada durante a gravidez. Ela pode levar a uma condição grave chamada pré-eclâmpsia, também referida como toxemia gravídica. A hipertensão durante a gravidez afeta cerca de 6-8% das mulheres grávidas (MAMMARO et al., 2009).

As condições patológicas supracitadas produzem efeito direto na variação na frequência dos batimentos cardíacos fetais. A monitoração do feto através do fECG pode auxiliar o profissional tanto para solicitar exames precisos para saber a situação do feto, como para determinar o momento de intervir e induzir o parto. Além de tudo, a vantagem está na facilidade de obtenção dos dados, pois o sistema de captação de fECG é muito mais simples do que um ecocardiograma, por exemplo.

Além de todas estas complicações, as mulheres grávidas devem evitar ambientes insalubres para não se submeterem a riscos biológicos. A formação do feto é um processo delicado e sempre busca-se interferir o mínimo possível. As condições patológicas podem ser desencadeadas por agentes biológicos (EKBLAD, 1995).

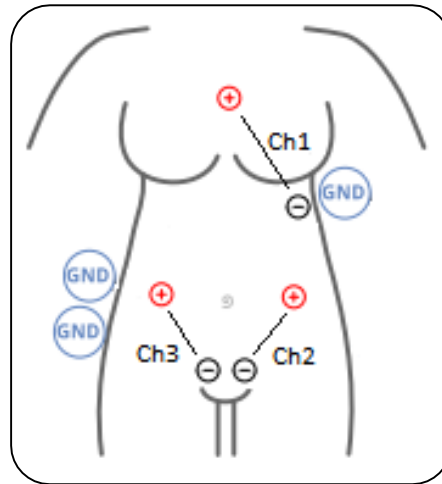
2.3.2 Disposição dos eletrodos

Não existe um modelo exato para a disposição dos eletrodos no abdômen da grávida, pois depende muito da posição do feto dentro o útero. Alguns órgãos, tais como a American Heart Association (AHA), fazem recomendações apenas sobre o posicionamento dos eletrodos. Este trabalho utilizou uma versão modificada do trabalho de (KARVOUNIS et al., 2007), onde foi adicionado um canal do ECG no tórax da paciente para auxiliar na remoção do sinal do ECG materno e isolar o ECG fetal.

A aquisição do eletrocardiograma foi realizada por três canais diferentes. A aquisição do sinal através do canal 1 (ch. 1) teve como objetivo isolar apenas o batimento materno para a auxiliar na identificação deste nos demais sinais. Os canais 2 e 3 captaram os sinais sob o abdômen materno, ou seja, a composição de batimento materno, batimento fetal e artefatos.

Como, no final da gravidez, a limitação dos movimentos do feto é acarretada pelo seu próprio tamanho em relação ao útero, foram captados apenas dois hemisférios. A disposição dos eletrodos do polo positivo foi alinhada com a posição do umbigo da paciente, conforme a .

Figura 6– Disposição dos eletrodos



Fonte: modificado de (ANDREOTTI, 2017)

3 MÓDULO DE AQUISIÇÃO DO ECG FETAL

3.1 Amplificador de instrumentação

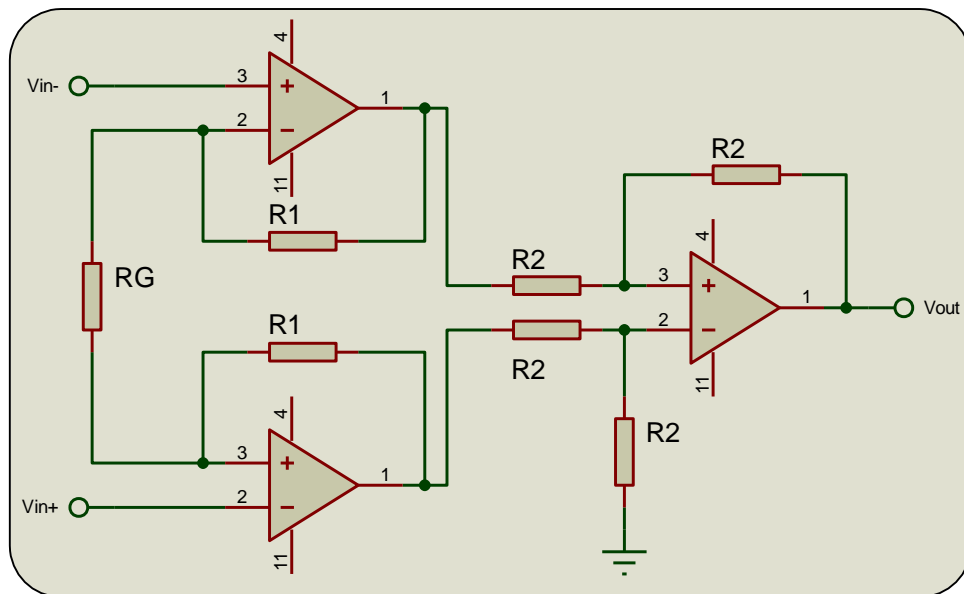
O amplificador de instrumentação é um arranjo de amplificadores operacionais e tem como principal finalidade a amplificação do sinal diferencial. Muito aplicado na aquisição de biosinais a partir de eletrodos externo não-invasivos.

O amplificador diferencial amplifica a diferença de potencial entre as entradas do Amplificador Operacional. Ele tem como grande benefício sua alta rejeição a sinais de modo comum, ou seja, sinais que estejam presentes em ambas as entradas do Amplificador Operacional e coerentes em fase. Neste caso podemos citar um ruído comum às entradas ou um nível DC comum aos dois sinais. Como o ruído tende a possuir amplitudes e fases semelhantes em ambas as entradas, ele é atenuado de maneira bastante eficaz (SEDRA; SMITH, 2007).

A topologia clássica do amplificador de instrumentação (Figura 7) é composta por três amplificadores operacionais. Dois amplificadores são destinados para o estágio de entrada e um para a realizar a diferença dos sinais de entrada. Esta montagem tem uma impedância de entrada bastante elevada, uma alta razão de rejeição de modo comum (CMRR), uma baixa tensão de *offset* na saída e possibilita um ganho adequado para amplificação de sinais biológicos (RODRIGUES, 1997).

Apesar do amplificador de instrumentação apresentar um bom rendimento para sinais biológicos, a sua construção com componentes discretos, diminui a CMRR, devido ao aumento do nível de ruído das ligações entre os componentes. A solução é utilizar circuitos integrados monolíticos, nos quais são necessários uma configuração básica, a alimentação e normalmente um resistor R_g para regular o ganho do circuito.

Figura 7- Topologia clássica do amplificador de instrumentação com três amplificadores operacionais

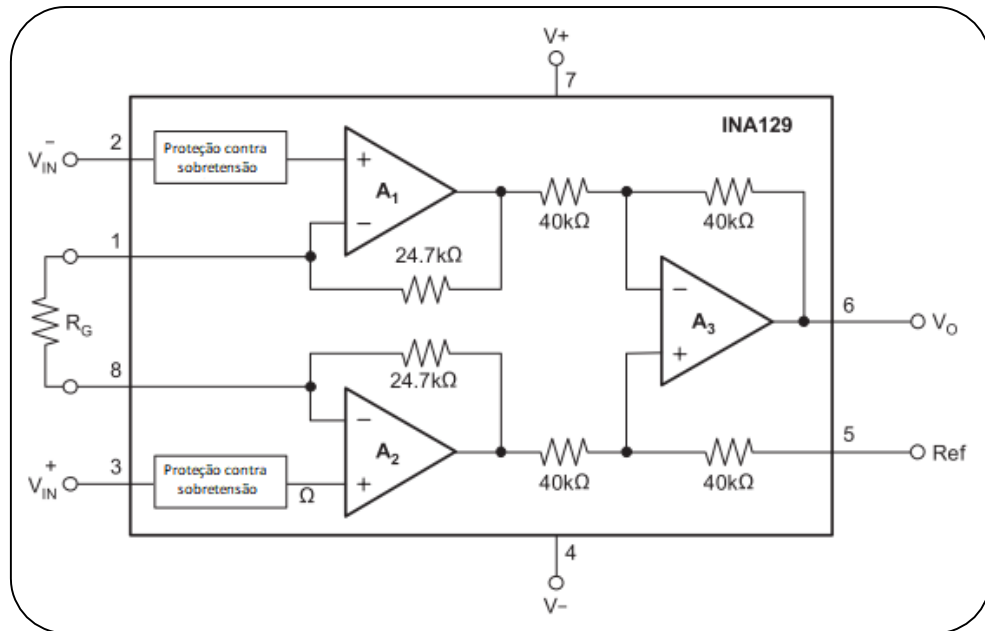


Fonte: acervo do autor

O amplificador de instrumentação utilizado foi o INA129 porque este é capaz de funcionar com baixa tensão de alimentação, possui um baixo consumo de corrente, tornando-se ideais para aplicações portáteis. A tensão de alimentação mínima para o INA 129 é 2,25 V e ele suporta até 40V nas entradas, devido a sua Razão de Rejeição de Modo Comum ser de 120dB, no mínimo. Além destes benefícios, o custo do INA 129 é baixo comparado a outras famílias de amplificadores de instrumentação. O diagrama interno do circuito do INA 129 pode ser observado na Figura 8. O ganho é obtido através da mudança do valor da resistência R_G , o cálculo é dado pela Eq. 1 encontrada no datasheet disponibilizado pela Texas Instrument (TEXAS INSTRUMENT, 2005):

$$G = 1 + \frac{49,4K}{R_G}. \quad \text{Eq. 1}$$

Figura 8- Composição interna do circuito interno do INA129



Autor: modificado de (TEXAS INSTRUMENT, 2005)

3.2 Filtragem

Os filtros analógicos são utilizados em quase todos os sistemas eletrônicos. Os campos das telecomunicações e da instrumentação utilizam esta ferramenta de maneira mais acentuada. Um filtro é um circuito capaz de permitir a passagem de determinadas frequências e bloquear as demais, atuando como um tipo de seletor de frequência. (PERTENCE JUNIOR, 2014)

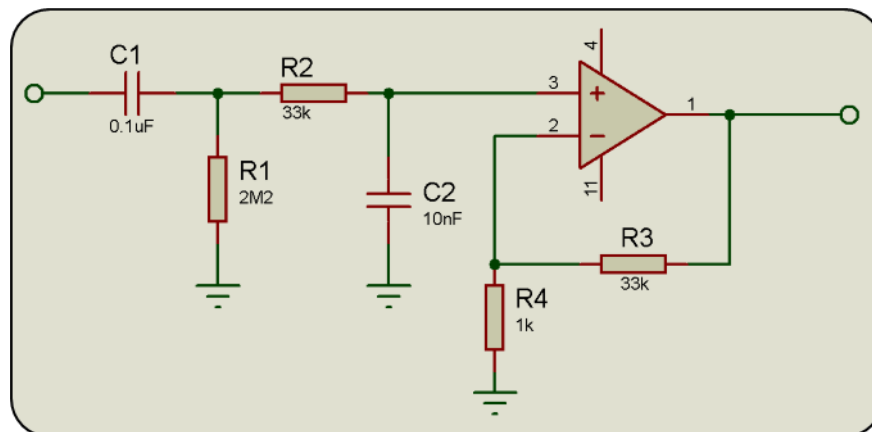
Para o trabalho apresentado, foi construído um filtro do tipo passa-banda resultante da concatenação de dois filtros, um passa-alta e outro passa-baixa. O filtro que permite apenas a passagem das altas frequências é de primeira ordem e sua frequência de corte foi projetada para 1Hz, visando a eliminação do *offset* do sinal e centralização no eixo horizontal. O principal objetivo deste circuito é eliminar o efeito causado na interface pele-eletrodo, e atenuar as componentes resultantes da movimentação do paciente, inclusive da respiração. A frequência de corte dos dois filtros projetados foi calculada através da Eq. 2

$$f = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad \text{Eq. 2}$$

Durante o projeto foram feitos testes com filtros passa-baixa ativos, contudo optou-se por um circuito simples para a filtragem, pois o foco do projeto foi o processamento do sinal digital. Este circuito tem um baixo consumo de corrente e filtra o necessário a nível de *hardware*. Desta maneira, optou-se por projetar um filtro passa-baixa passivo seguido de um amplificador com realimentação negativa para compensar a atenuação do sinal devido aos dois filtros passivos em cascata. A frequência de corte do filtro passa-alta foi projetada para aproximadamente 450Hz. A Figura 9 ilustra o esquemático dos filtros projetados para o sinal e o circuito amplificador, os demais filtros foram implementados no *firmware* e no *software*.

Para a amplificação no sinal após os dois filtros, foi necessária a utilização de um CI (circuito integrado) com amplificadores operacionais. Neste estágio, foi escolhido o OPA4172 para compor o projeto. Este circuito é caracterizado por uma baixa tensão de alimentação e um baixo consumo de corrente, reduzindo o consumo da bateria.

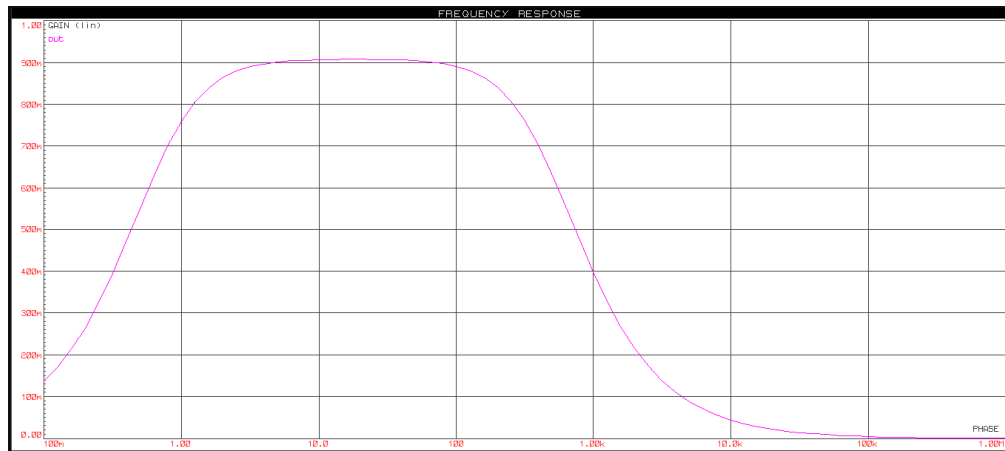
Figura 9- Os filtros passivos e o circuito amplificador



Fonte: acervo do autor

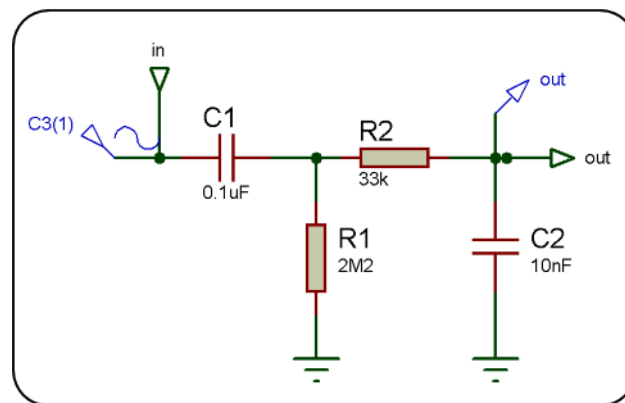
A Figura 10 ilustra o gráfico simulado da magnitude da função transferência do filtro Passa-Banda. A simulação foi realizada no programa Proteus® da Labcenter Electronics. O ganho foi linearizado para simplificar o entendimento. Neste gráfico pode-se notar que as frequências abaixo de 1Hz são atenuadas consideravelmente. As frequências acima de 100Hz começam a ser atenuadas, contudo a frequência de corte está aproximadamente em 450Hz. A Figura 11 ilustra o circuito dessa simulação.

Figura 10- Resposta em frequência dos filtros projetados



Fonte: acervo do autor

Figura 11-Simulação dos filtros projetados



Fonte: acervo do autor

3.3 Regulador de tensão

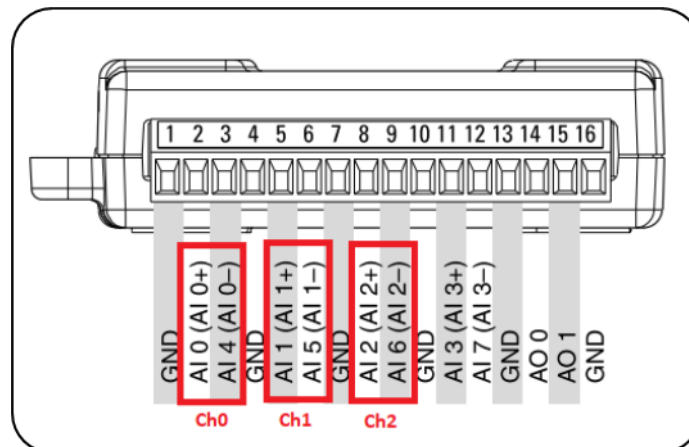
O circuito funciona com baixas tensões, porém a alimentação foi realizada com duas baterias de 9V. Desta forma, foi necessária a utilização de dois reguladores de tensão, um de 3,3V (LM7833) e outro -3,3V (LM7933). Estes reguladores possibilitaram a alimentação do amplificador de instrumentação e dos amplificadores operacionais. Os reguladores utilizam um capacitor entre o sinal de entrada e o terra para filtrar possíveis ruídos de chaveamento de alta frequência.

3.4 Aquisição de dados preliminar – USB6009

Para os primeiros testes e definição dos algoritmos de processamento, a aquisição dos dados foi realizada com o auxílio da placa USB6009 da National Instruments. Este sistema oferece funções básicas de aquisição de dados para uma aplicação simples.

A placa se comunica com o computador por USB, através do *software Signal Express* que a *National Instruments* disponibilizou, abertamente, o *software* que reconhece a placa e auxilia na gravação dos sinais em um computador do tipo IBM PC pessoal. A resolução da entrada analógica é de 14 *bits* no modo diferencial, contudo o sinal de entrada deve estar no intervalo de -10V a 10V, com acurácia de 7.73 mV. Existem 4 canais diferenciais de entrada analógica, nos testes foram utilizados apenas 3 canais (Figura 12). Estes valores estão condizentes com o circuito amplificador projetado, pois o sinal na saída do amplificador está limitado ao intervalo de -3.3V a 3.3V (INSTRUMENTS, 2012, 2015)..

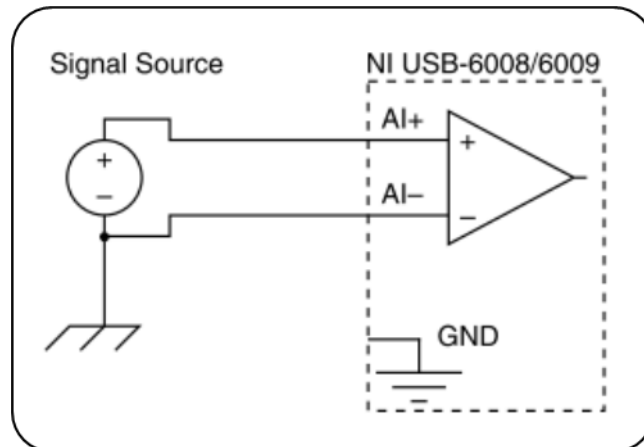
Figura 12- Canais utilizados na placa USB6009



Fonte: adaptado de (INSTRUMENTS, 2012)

A placa em questão aceita dois tipos de configuração de entradas analógicas: diferencial ou RSE (do inglês, *Referenced Single-Ended*). Como a referência do circuito foi ligada a uma das entradas do canal na placa, foi escolhida a entrada diferencial para a conversão A/D. O próprio fabricante não recomenda o tipo de ligação na entrada RSE por adicionar retorno pelo terra (*Ground-loop potential*) para o sistema gerando possíveis ruídos na conversão. Ao selecionar o tipo de entrada no *software*, o programa *Signal Express* gera um diagrama de como devem ser ligadas as entradas. A Figura 13 mostra como foi feita a ligação dos canais através da configuração diferencial.

Figura 13– Diagrama da entrada diferencial



Fonte: (INSTRUMENTS, 2012)

Uma outra vantagem é o fato da alimentação da placa ser realizada via cabo USB que realiza a comunicação, permitindo a eliminação de boa parte do ruído de 60Hz quando utilizado um computador portátil.

Para a execução da primeira parte do projeto, todos os itens foram colocados dentro de uma caixa. Desta forma, o circuito com os três canais de aquisição do ECG, o circuito com o regulador de tensão, as baterias e a placa USB-6009 ficaram condensadas em apenas um volume, possibilitando os testes de forma controlada.

3.5 A placa FRDM-KL25Z

Com o intuito de tornar o circuito portátil e de baixo custo, foi escolhida a placa de desenvolvimento Freescale Freedom FRDM-KL25Z para realizar a conversão analógico-digital dos dados e o pré-processamento.

A plataforma de desenvolvimento Freedom da Freescale é adequada para o desenvolvimento desse sistema, principalmente por conta do seu conjunto de recursos integrados, como as portas analógicas com 16 bits e as diversas opções de alimentação. Seu microcontrolador permite a construção de protótipos, principalmente pelo fato dela ter sido projetada para ser uma plataforma de baixo custo. O hardware que compõe a placa FRDM-KL25Z possui um processador tipo Cortex MO+, da família KL2 da série Kinetis L.

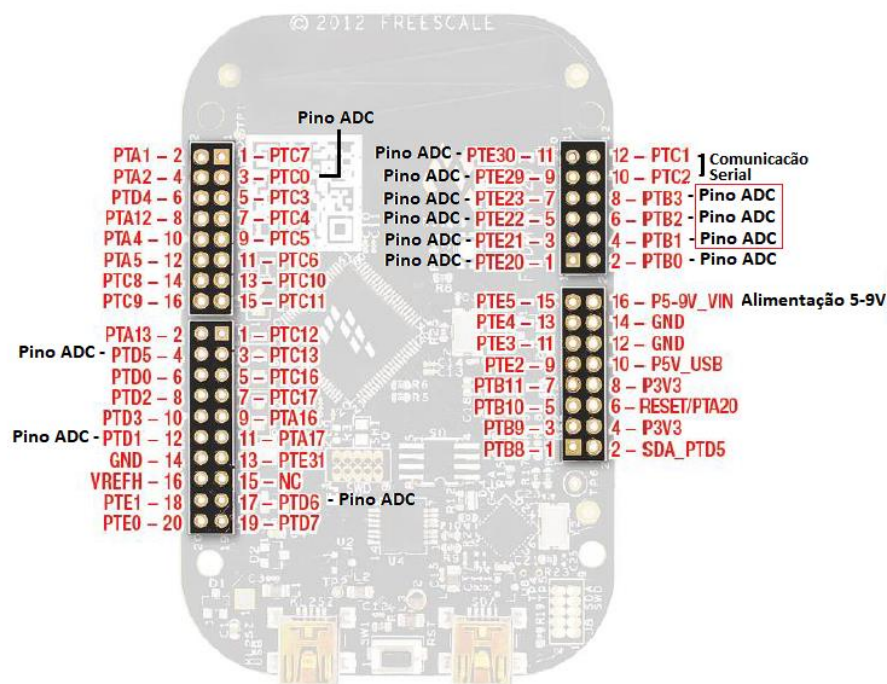
A placa, com o microcontrolador KL25Z128VLK, trabalha com uma frequência máxima de operação de 48MHz, 128KB de *flash*, um controlador de USB de alta velocidade e vários periféricos analógicos e digitais. Como periféricos embarcados, a placa possui um LED RGB(do inglês, *Red Green Blue*), um acelerômetro digital de 3 eixos e um controle deslizante de toque capacitivo. Para comunicação, a placa possui 2 interfaces SPI(do inglês, *Serial Peripheral Interface*) de 8 bits, USB(do inglês, *Universal Serial Bus*), dois módulos I2C(do inglês, *Inter-Integrated Circuit*), um módulo UART(do inglês, *Universal asynchronous receiver/transmitter*) *low power* e dois UART *standard* (FREESCALE, 2012).

A alimentação do sistema pode ser feita por USB (5V) ou por alimentação externa através de uma bateria tipo CR2032 de 3,3V, ou através do Pino 16 com uma fonte de 5 a 9V.

A placa possui 16 entradas para conversão analógica-digital com 16 bits de resolução. Os pinos referentes aos conversores analógico-digital(A/D) são apresentados na Figura 14.

Para a programação, o fabricante disponibiliza o *software online* ARMMbed e o *software* Kinetis com a interface simples e prática.

Figura 14- Pinagem da placa FRDM-KL25Z com as entradas dos conversores AD destacadas. Os pinos circulos em vermelho foram os utilizados



Fonte: modificada de (FREESCALE, 2012)

3.6 Etapa 1: Aquisição preliminar dos dados

A principal motivação para dividir o trabalho em duas etapas de aquisição foi a elaboração do algoritmo de processamento de sinais utilizado para redução de ruído, supressão do batimento materno e determinação da frequência materna, de tal forma, que pudesse identificar o *hardware* para ser construído o sistema embarcado.

O diagrama de blocos da primeira etapa do projeto está exposto na Figura 15. O primeiro bloco é referente ao amplificador de instrumentação. O ganho foi ajustado para 500 devido à amplitude do sinal fetal ser muito pequena e a acurácia do sistema ser de 7.73 mV.

As frequências dos filtros passa-alta e passa-baixa (blocos 2 e 3) foram definidas em 1Hz e 450Hz. A função essencial do filtro passa-alta é retirar a tensão de offset resultante da interface pele-eletrodo, por isto a frequência de 1Hz atende ao esperado. A frequência do filtro passa-baixa foi definida no gráfico mostrado no trabalho de Sameni e Clifford (2010) e ilustrado através da Figura 4.

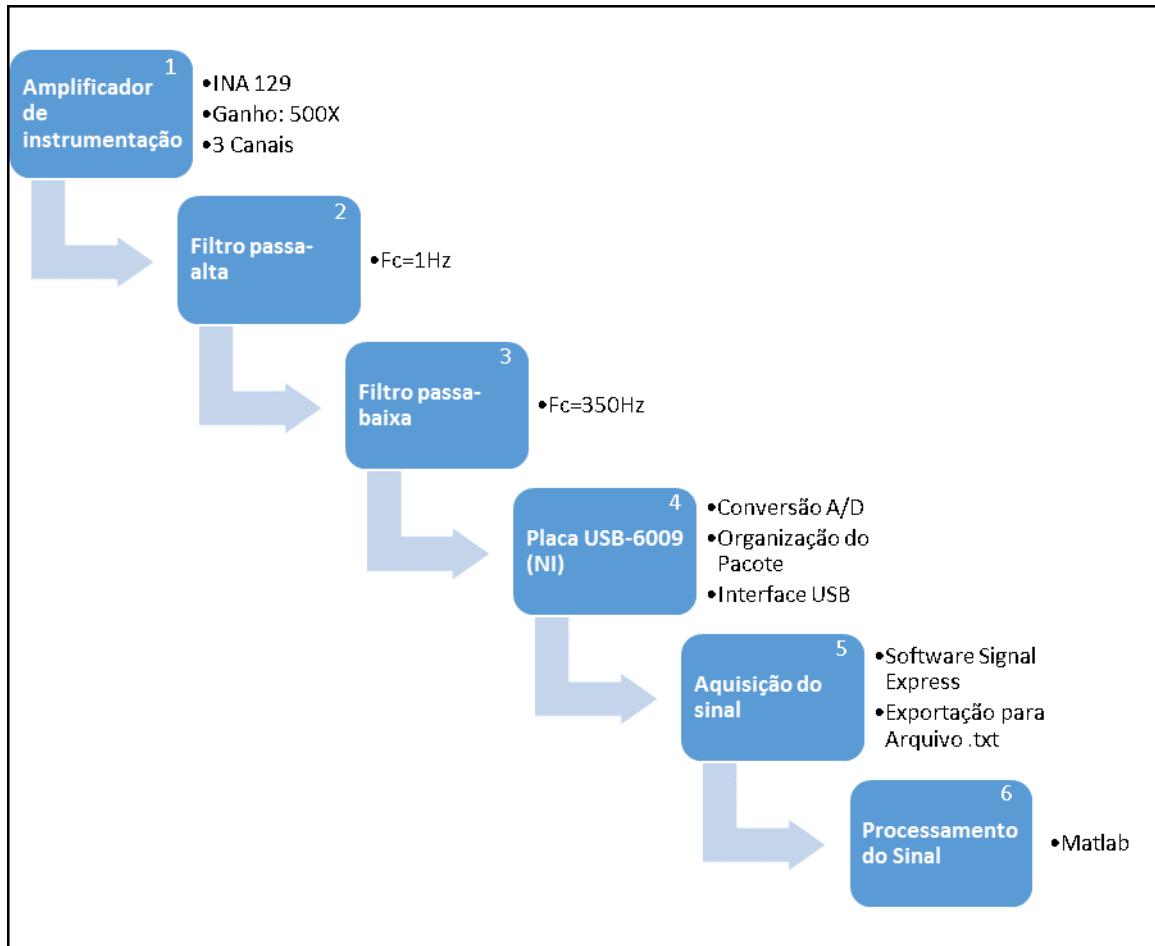
O quarto bloco do diagrama trata da conversão do sinal, armazenamento do pacote e transmissão via USB utilizando a placa USB6009 da National Instruments. Os três canais de ECG foram postos em entradas diferenciais, utilizando os canais AI0(+) e AI4(-), AI1(+) e AI5(-), AI2(+) e AI6(-), conforme a Figura 12. Todas as entradas negativas da placa foram postas na referência do circuito. A própria placa organiza os pacotes e se encarrega da comunicação com o computador através da USB.

O penúltimo bloco (5) é inteiramente realizado no *software* Signal Express. Na interface do programa, através do assistente DAQ (aquisição de dados), é possível escolher os canais a serem adquiridos, a amplitude do sinal de entrada, a configuração do terminal e a taxa de aquisição. Foram feitas diversas gravações para viabilizar o processamento. A frequência do batimento fetal chega a 160 bpm (batimentos por minuto) ou 0,375bps (batimentos por segundo), a taxa de aquisição foi fixada em 1.000 pontos por segundo, pois supera consideravelmente a frequência mínima de aquisição definida pelo teorema de Nyquist-Shannon (ROBERTS, 2009) e não sobrecarrega o computador.

Os dados gravados no *software* Signal Express da National Instruments foram exportados para serem processados no *software* Matlab®. Assim, foi realizada a leitura dos dados brutos em um arquivo do tipo .TXT contendo os pontos referentes ao canal trabalhado e ao tempo

decorrido. Após isto, foram aplicadas técnicas de processamento com a finalidade de eliminar o batimento cardíaco materno e calcular a frequência cardíaca fetal (bloco 6).

Figura 15- Diagrama de blocos da primeira etapa de aquisição de sinais do projeto



Fonte: acervo do autor

3.7 Parte 2: Aquisição dos dados com a placa FDRM-KL25Z

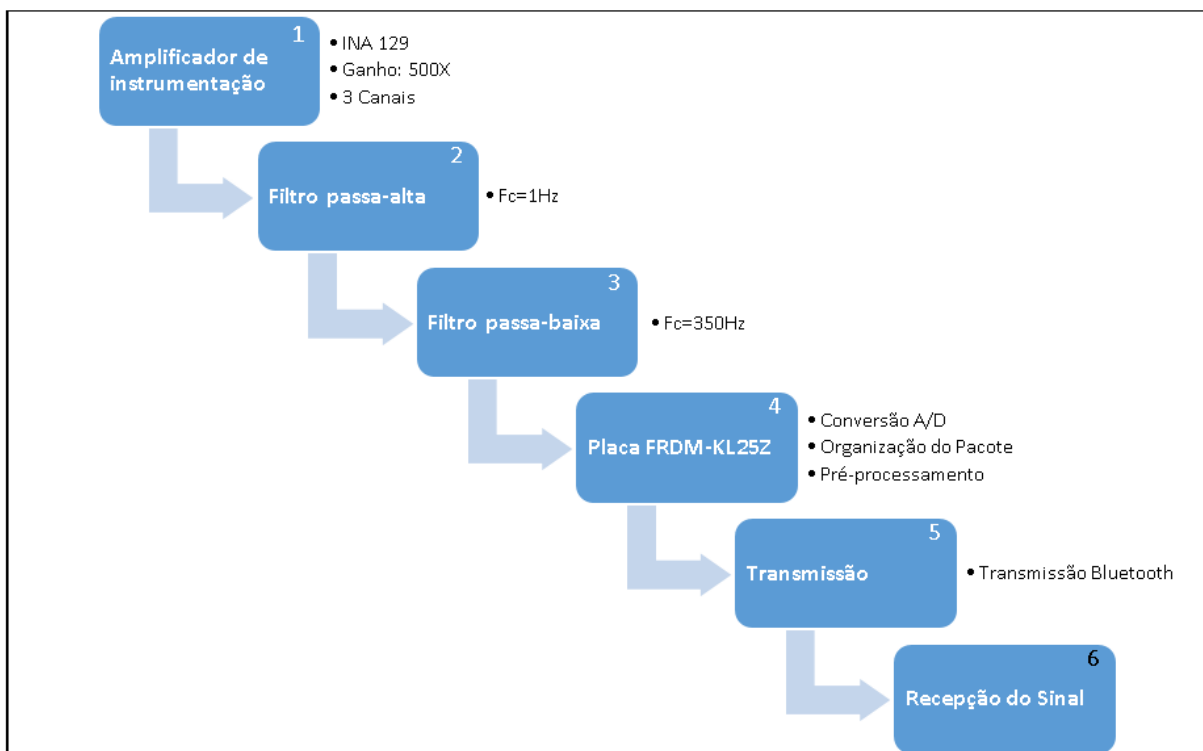
Na segunda parte do projeto, foi utilizada a placa FDRM-KL25Z para a conversão dos dados e transmissão via tecnologia sem fio (*wireless*). O circuito analógico utilizado foi o mesmo da primeira etapa acrescido de um circuito condicionador de sinais entre 0 e 3,3V, devido ao fato de utilizar um conversor A/D monopolar, presente no controlador da KL25Z. Foram utilizadas as portas PTB0 (pino 2), PTB1 (pino 4) e PTB2 (pino 6) para a conversão analógica-digital. O conversor da placa funciona por aproximações sucessivas a uma taxa de 1kHz, otimizando o tempo de conversão.

Após a conversão, foi feito um *firmware* para a placa organizar os pontos do sinal adquirido em pacotes seriais, e foi feito um algoritmo baseado no desenvolvido para a primeira parte do projeto para calcular a frequência cardíaca fetal e materna.

Os dados foram processados em tempo real, ou com um atraso mínimo devido ao tempo para realização do processamento e o fato do microcontrolador funcionar sequencialmente. A taxa de amostragem foi mantida, ou seja, 1kHz. O *firmware* realizará o cálculo do FHB (Fetal Heart Beat, Frequência de Batimentos Fetais) e MHB (Maternal Heart Beat, Frequência de Batimentos Maternos). Logo o valor das frequências materna e fetal é encaminhado via Bluetooth® para um computador portátil.

O diagrama de blocos da segunda parte do trabalho pode ser visto na Figura 16.

Figura 16– Diagrama de blocos da segunda etapa do projeto



Fonte: acervo do autor

Os três primeiros blocos do diagrama são iguais aos da primeira parte do projeto. A diferença das etapas é vista no bloco 4, no qual será feita a leitura dos sinais analógicos através de um pino A/D. Os valores lidos, serão submetidos a uma equação de diferenças que representa o filtro digital. Por fim, será organizado o pacote de dados para envio.

O bloco 5 representa a transmissão dos dados através do módulo HC-05 por sua simplicidade e biblioteca disponível. Por fim, a recepção é feita através de um dispositivo com módulo Bluetooth e o sinal foi mostrado através de uma interface gráfica elaborada no software Visual Studio.

3.7.1 Conversão A/D

Os pinos conversores A/D (Analogico/Digital) da placa FDRM-KL25Z funcionam de 0-3,3V. Para a sua utilização, é necessário apenas definir no início do programa quais os pinos funcionarão como entrada analógica. Para realização desta etapa, antes do início do programa deve-se declarar o seguinte:

```
AnalogIn Nome_Da_Entrada (Pino);
```

Após a conversão A/D, o programa deve guardar em um registrador o valor medido pelo pino, visando o tratamento do sinal através de filtros. Para armazenar estes dados, define-se o tamanho da janela a ser tratada e um contador, partindo de zero irá ler o pino ADC. No caso deste trabalho, a janela trabalhada será de 1000 pontos. Após a leitura, o sistema deve esperar 1ms para a próxima leitura, de modo a também fixar a taxa de amostragem em 1000 pontos por segundo, pois a frequência de processamento do sistema é 48MHz.

3.7.2 Transmissão via Bluetooth

A transmissão por Bluetooth na placa KL25Z é simples, pois está integrada à biblioteca da plataforma de desenvolvimento online Mbed. Basicamente é necessário apenas incluir a biblioteca no programa, definir os pinos de comunicação serial (Tx e Rx), definir a taxa de transmissão de dados (*Baud Rate*) e definir um protocolo para o envio e recepção dos dados.

A seguir é mostrado a estrutura do programa para realização da comunicação por Bluetooth. O módulo deve ser programado previamente com a mesma taxa de envio para que o funcionamento ocorra corretamente.

Quadro 1 – Definição do protocolo Bluetooth

```
#include "mbed.h" // Importa a biblioteca MBED

Serial blue(USBTX, USBRX); // Define os pinos de Tx e Rx

int main() {

    blue.baud(115200); //Definição da taxa de transmissão

    //Realiza as operações

    blue.printf("255; 0; 255;"); //Início do pacote

    for(int i = 0; i< dados.lenght; i++)

        {

            blue.printf("%f;", dados[i]); // envio do pacote serialmente

        }

    blue.printf("255\n"); //final do pacote

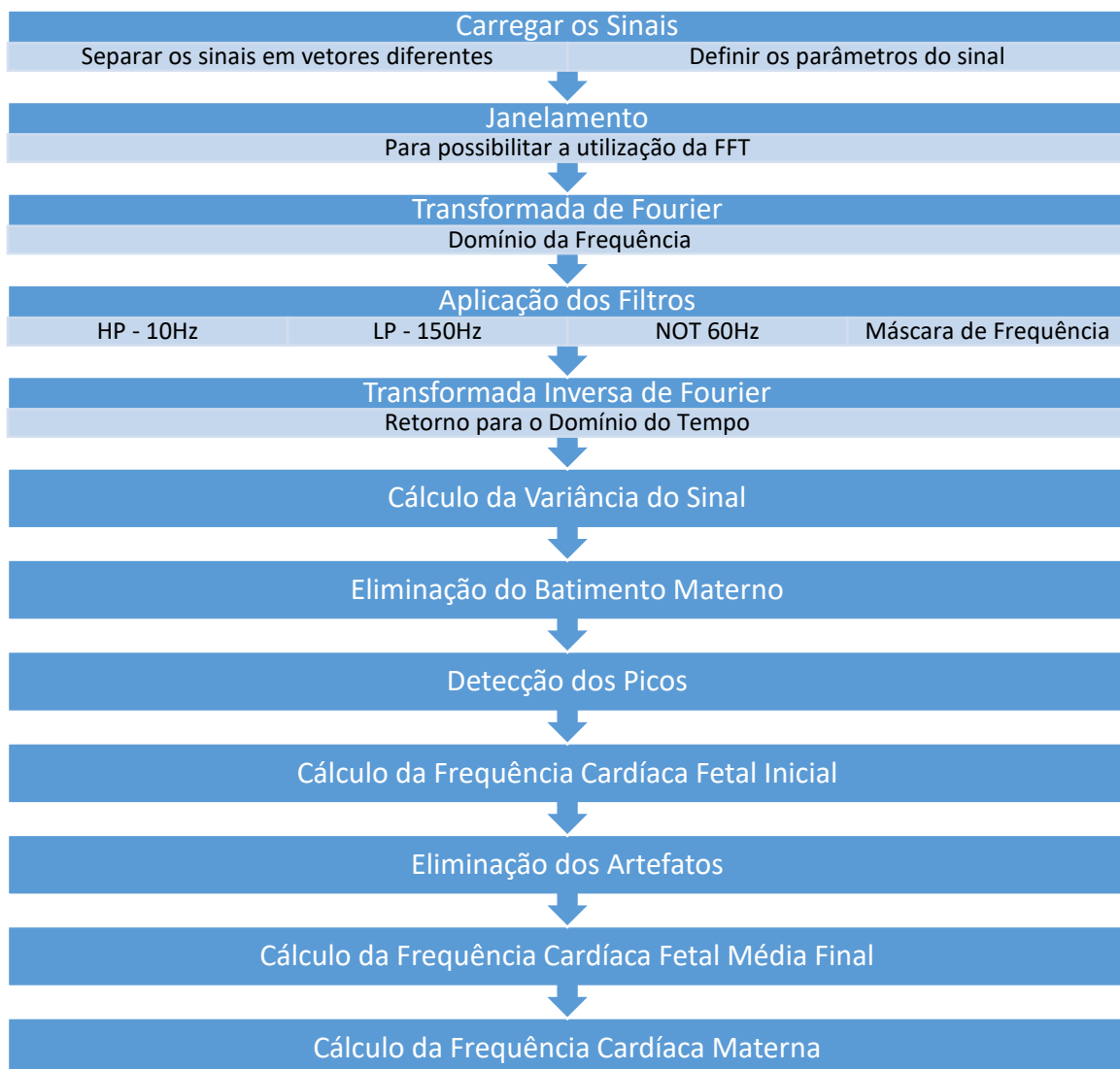
}
```

Fonte: acervo do autor

4. PROCESSAMENTO DO SINAL ADQUIRIDO

O processamento do sinal seguiu algumas etapas para facilitar a detecção dos picos do batimento fetal e posterior cálculo da frequência. O fluxograma da Figura 17 ilustra as etapas realizadas para o processamento do sinal adquirido. O algoritmo foi criado no *software* Matlab[®] para ser transformado posteriormente em um algoritmo para um sistema embarcado.

Figura 17– Etapas do processamento dos sinais



Fonte: acervo do autor

4.1 Leitura e separação dos sinais

O programa da National Instruments responsável pela aquisição dos sinais tem a opção de exportar para arquivos de texto (.TXT). Desta maneira, os dados adquiridos podem ser lidos no Matlab através da função “dlmread”. Esta função lê um arquivo de dados numéricos delimitados e salva os valores em uma matriz M. A função detecta o final do arquivo automaticamente e trata espaços em branco como delimitadores de coluna. O código para leitura do arquivo foi:

Quadro 2- Leitura do sinal no Matlab

```
Name='NomeDaAmostra';           %Nome do sinal que será chamado
matName=strcat(Name, '.txt');    % Concatena o nome do sinal com .txt (facilitar
                                % para o usuário não ter que digitar o .txt)
signal=dlmread(matName);        % lendo o sinal .txt
```

Fonte: acervo do autor

Após a leitura do arquivo, os sinais foram separados em vetores diferentes, para facilitar a operação ao longo do algoritmo. A separação dos vetores é bem simples e foi feita seguindo a lógica do código a seguir:

Quadro 3 – Separação dos sinais em vetores

```
signal1=signal(:,1); % Carrega o sinal do TEMPO num vetor com uma linha só,
                    % SIGNAL1
signal2=signal(:,2); % Carrega o sinal do TÓRAX num vetor com uma linha só,
                    % SIGNAL2
signal3=signal(:,3); % Carrega o sinal do HEMISFÉRIO ESQUERDO num vetor
                    % com uma linha só, SIGNAL3
signal4=signal(:,4); % Carrega o sinal do HEMISFÉRIO DIREITO num vetor com
                    % uma linha só, SIGNAL4
```

Fonte: acervo do autor

4.2 Definição dos parâmetros do sinal

Como as operações de processamento dependem diretamente de algumas propriedades dos sinais, foram definidos alguns parâmetros no início do código para não referenciar números no código, mas sim variáveis. Por exemplo, a frequência de amostragem utilizada foi de 1.000 pontos por segundo. Como a frequência de corte é muito utilizada nas operações, o valor foi guardado na variável F_s , facilitando a mudança do código quando ela for alterada.

Quadro 4– Definição dos Parâmetros do sinal

%DEFININDO OS PARÂMETROS DE CAPTURA DO SINAL	
$L = \text{length}(\text{signal});$	% Comprimento do sinal. Varia a cada sinal
$F_s = 1000;$	% Frequência de Amostragem
$T_s = 1/F_s;$	% Período de Amostragem
$p=L/1000;$	% Define o número de linhas da matriz de janelamento
$w=-F_s/2:F_s/2-1;$	% Define a faixa de frequência
$t = 0:T_s:p-T_s;$	% Cria um vetor de tempo para todo o sinal
$N = L;$	% Guarda o valor do comprimento do vetor
$t_i=0:T_s:1-T_s;$	% Cria um vetor de tempo para uma linha do janelamento

Fonte: acervo do autor

4.3 Janelamento

A aplicação da transformada de Fourier de tempo curto está intrinsicamente ligada ao teorema da amostragem. Se um sinal contínuo no tempo é amostrado à uma taxa F_s , que é igual ou superior a duas vezes a frequência máxima que compõe o sinal, o sinal contínuo original pode ser recuperado com exatidão por meio das suas amostras. Para a implementação da transformada de Fourier, o sinal precisa ser dividido em F_s pontos, para que a função no *software* Matlab® irá calcular a transformada de zero à $F_s/2$ (ROBERTS, 2009).

Por este motivo, foi realizado um janelamento do sinal de F_s pontos em uma matriz. Desta forma, cada linha da matriz corresponde a um segundo do sinal adquirido. A Tabela 2 ilustra como foi feita a divisão do sinal $\text{Signal}(t)$ com L amostras.

Tabela 2– Janelamento dos sinais

Colunas Linhas	1	2	...	F_s
1	Signal(1)	Signal(2)	...	Signal(F_s)
2	Signal($1 \cdot F_s + 1$)	Signal($F_s + 2$)	...	Signal($2 \cdot F_s$)
⋮
$\frac{L}{F_s}$	Signal($(L-1) \cdot F_s + 1$)	Signal($(L-1) \cdot F_s + 2$)	...	Signal(L)

Fonte: acervo do autor

Em resumo, a função de janelamento descrita na Tabela 2 pode ser remetida ao seguinte algoritmo:

Quadro 5– Janelamento do sinal

```

for m=1:p           % p = comprimento do vetor dividido por Fs
    for n=1:Fs     % Fs é a frequência de amostragem
        janela(m,n) = sinal (n+(m-1)*1000);
    end;
end;

```

Fonte: acervo do autor

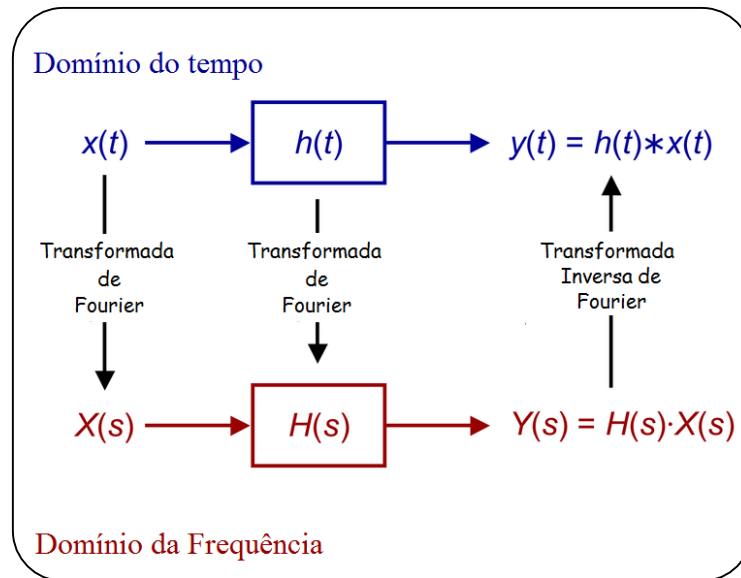
4.4 Filtragem do sinal no domínio frequencial

A filtragem de um sinal pode ser realizada através da convolução da função definida como filtro com o sinal no domínio do tempo ou multiplicando as funções no domínio da frequência após aplicada a transformada de Fourier. A vantagem de utilizar a transformada de Fourier é a simplificação do algoritmo e a velocidade de implementação, contudo há um aumento do custo computacional.

A Figura 18 traz o diagrama de blocos para a aplicação do filtro nos domínios do tempo e da frequência. Pode-se notar que enquanto no domínio do tempo a operação a ser realizada é

uma convolução, no domínio da frequência, a mesma se transforma numa simples multiplicação.

Figura 18– Filtragem do sinal no domínio do tempo e no domínio da frequência



Fonte: acervo do autor

Logo após o Janelamento, foi aplicada a transformada rápida de Fourier (FFT, Fast Fourier Transform) em cada linha da matriz. Para esta etapa, foram escolhidas as funções ‘FFT’ e ‘FFTSHIFT’(Transformada de Fourier de tempo curto centralizada) para serem utilizadas neste trabalho por reorganizar a transformada de Fourier deslocando o componente de frequência zero para o centro do vetor. O algoritmo a seguir (Quadro 6) foi utilizado para calcular a transformada de Fourier em cada linha do vetor após o janelamento.

Quadro 6– Transformada de Fourier

```

for i=1:p
    Yfft(i,:) = fft(janela(i,:));      %Tira a FFT de cada linha de janela
    Yshift (i,:) = fftshift(Yfft (i,:)); %Centraliza as frequências
end;

```

Fonte: Acervo do autor

Como cada coluna da matriz resultante após a transformada de Fourier corresponde a uma frequência específica, foi criada uma máscara de frequências para retirar apenas as

componentes frequências indesejadas do sinal. Desta maneira, a matriz da máscara de frequências eliminou as seguintes componentes:

- 0Hz – 10Hz: esta faixa de frequência corresponde à componente DC do sinal, às pequenas flutuações resultantes da respiração e à onda T do ECG Materno;
- 59Hz – 61Hz: correspondente ao ruído de 60Hz resultante da rede elétrica;
- 150Hz – 500Hz: para retirar as altas frequências e os harmônicos de 180Hz, 240Hz e 300Hz. Estes harmônicos são resultado da frequência da rede elétrica e da iluminação (60Hz).

O algoritmo da máscara de frequência pode ser encontrado a seguir.

Quadro 7– Máscara de Frequência

```

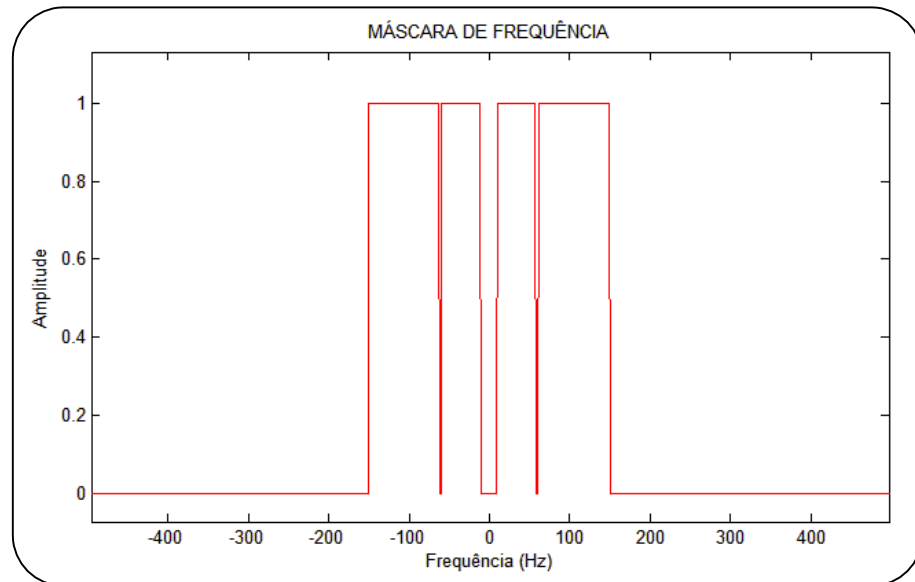
filtro=ones(1,Fs);
for i=1: (Fs/2)-150      %Filtro passa Baixa em 150 Hz
    filtro(:,i)=0;
    filtro(:,1001-i)=0;
end;
for i=0:10              %Filtro Passa-Alta em 10Hz
    filtro(:,(Fs/2)-i)=0;
    filtro(:,(Fs/2)+i)=0;
end;
for i=0:2               %Filtro NOT 60Hz (NOT 59-61Hz)
    filtro(:,(Fs/2-59)+i)=0;
    filtro(:,(Fs/2+59)+i)=0;
end;
%Aplicação do filtro
for i=1:p
    SinalFiltrado(i,:)=filtro(1,:).*Janela(i,:); % Aplicação do filtro no
end;                                                    % domínio da frequência.
                                                    % Multiplica ponto a ponto

```

Fonte: acervo do autor

É válido salientar que a máscara foi criada espelhada em relação ao centro por causa da função 'fftshift' utilizada. A resultante da máscara de frequência pode ser observada na Figura 19.

Figura 19– Máscara de frequência



Fonte: acervo do autor

Para a realização da filtragem, foi feita uma multiplicação ponto a ponto com a matriz de janelamento. Após a realização desta operação, as frequências indesejadas foram eliminadas e a transformada inversa de Fourier foi aplicada ao sinal. A transformada inversa de Fourier pode ser obtida através do seguinte código:

Quadro 8 – Transformada inversa de Fourier

```

for i=1:p
    iyf(i,:) = ifft(fftshift(SinalFiltrado(i,:)));
    iSinalFiltrado(i,:)=real(iyf(i,:)); %Parte real da TF
inversa
    iSinalFiltradoon(i,:)=
iSinalFiltrado(i,:)/max(iSinalFiltrado(i,:));
end;

```

Fonte: Acervo do autor

4.5 Variância do sinal e eliminação do batimento materno

A variância de um sinal aleatório, $\text{Signal}(n)$, é a medida da sua dispersão estatística, ou seja, o quão longe os seus valores se encontram de um valor esperado. Ela pode ser definida também como o desvio quadrático médio da média e é calculada segundo a expressão:

$$\text{var}(x) = \sigma^2 = E(x^2) - E^2(x) \quad \text{Eq. 3}$$

Onde $E(x)$ é o valor esperado ou valor médio da variável e σ é o desvio padrão (BLANCHET; CHARBIT, 2001).

Para o cálculo da variância do sinal, foi definida uma janela de 20 pontos para percorrer o sinal. Desta forma, é possível notar quando o sinal começa a variar mais amplamente. Como o batimento materno apresenta uma amplitude maior do que o batimento fetal, a variância calculada necessariamente apresentará um pico no complexo QRS materno.

Quadro 9– Variância do sinal

```

janela=20; % Largura da janela
for k=1:p % Para calcular em todas as janelas
    for i=1:Fs-janela
        for j=0:janela-1
            vari(k,j+1)=janela(k,i+j); % Junta os 20 pontos no vetor 'vari'
        end;
        variancia(k,i)=var(vari(k,:)); % Calcula da variância destes 20 pontos e guarda
    end;
end;
end;

```

Fonte: acervo do autor

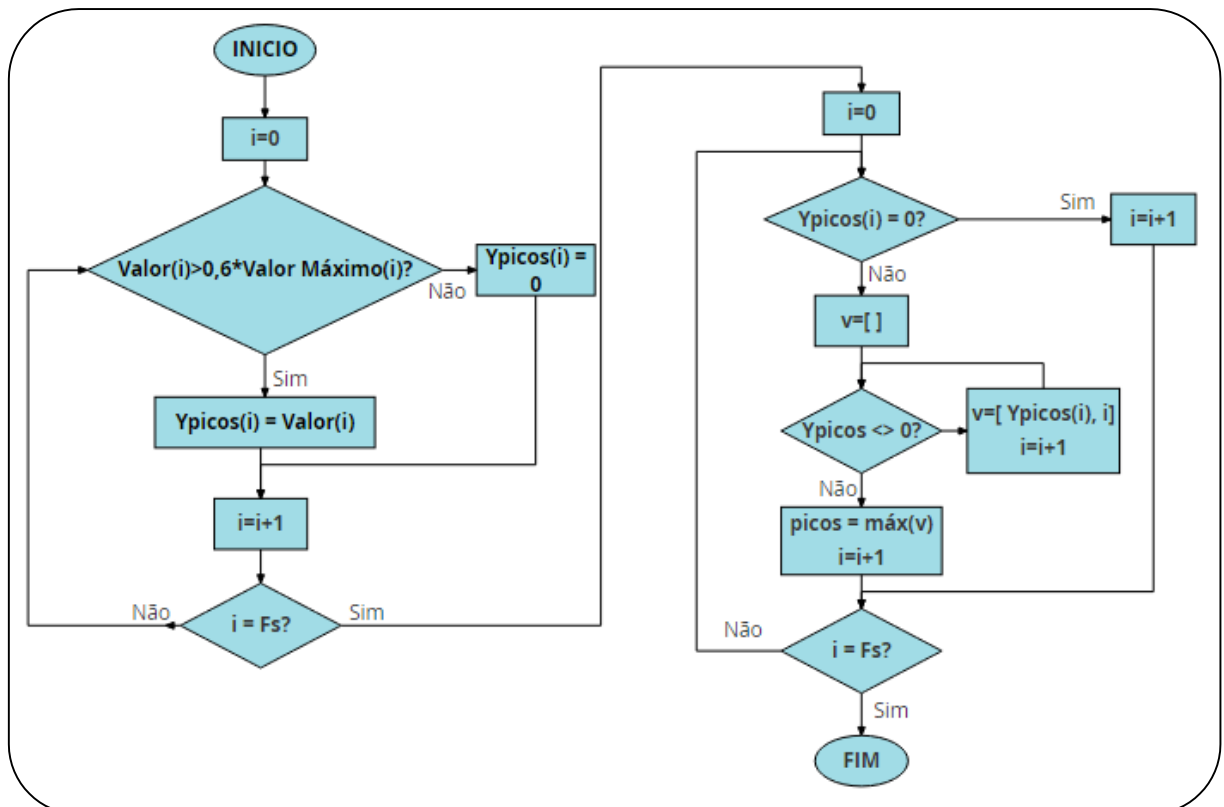
Como a amplitude do sinal de ECG materno é cerca de dez vezes maior do que o sinal de ECG fetal (SAMENI; CLIFFORD, 2010), a maior variância do sinal coincide com o pico do mECG. Definido o ponto com maior variância no sinal, foi projetado um algoritmo para zerar os pontos ao redor deste ponto, criando uma linha de base sem o batimento materno. Foram zerados 100 pontos após o pico da variância e 100 pontos antes, correspondendo a um intervalo de 0,2 segundos. Estes valores foram escolhidos pelo fato do complexo QRS durar

aproximadamente 0,12s, então foi colocada uma margem de segurança para a eliminação deste conjunto de ondas(SURAWICZ et al., 2009).

4.6 Algoritmo de detecção de picos

O algoritmo de detecção de picos seguiu o fluxograma da Figura 20. Nele, pode-se notar que, primeiramente, são separadas as regiões do gráfico que contém amplitudes correspondentes a 60% do valor máximo do vetor. Após, o algoritmo entra em um comando de repetição que detectará os picos dentre os valores que foram separados. Nesta etapa, o programa identifica a primeira parte não-nula do vetor. A partir desta identificação, ele salva estes pontos no vetor "v" e procura o pico deste novo vetor. Feito isto, o programa guarda no vetor 'picos' o valor deste pico local e sua posição no tempo. Tendo terminado de encontrar o primeiro pico local, o programa passa a procurar a próxima região do vetor, não nula, até finalizar completamente o sinal.

Figura 20 – Fluxograma para detecção de picos



Fonte: acervo do autor

Este algoritmo pode ser traduzido da seguinte forma para linhas de código:

Quadro 10– Algoritmo de detecção de picos

```

s= ( iyfftsinal > 0.6*max(iyfftsinal)); % Salva 1 nos valores maiores que 60% do
pico
                                     % máximo do sinal
ypicos=s.*iyfftsinal;                % Multiplica a o sinal original pela máscara
picos=[];
i=1;
while i<=L
    if s (i)==0                        % Ignora os 0's
        i=i+1;
    else                                % se s(i) == 1
        v=[];
        while s(i)==1                  % Guarda as posições para um dado pico local
            v=[v i];
            i=i+1;
        end
        [y j]=max(iyfftsinal (v));     % Cálculo do máximo dos valores encontrados
        picos=[picos [y;j]];           % Acrescenta o verdadeiro pico
    end
end
end

```

Fonte: acervo do autor

4.7 Cálculo da frequência cardíaca fetal

Após a definição dos máximos locais, foi definido um algoritmo para cálculo da frequência dos batimentos fetais. O código criado calcula todas as frequências através da expressão e também calcula o desvio padrão destas frequências, conforme a Eq. 7.

$$fbf(i) = 60 * \frac{1}{T} (bpm) \quad \text{Eq. 4}$$

$$T(i) = \frac{tpico(i+1) - tpico(i)}{Fs} \quad (s) \quad \text{Eq. 5}$$

$$fbf(i) = 60 * \frac{1}{\frac{tpico(i+1) - tpico(i)}{Fs}} (bpm) \quad \text{Eq. 6}$$

$$fbf(i) = \frac{60 * Fs}{tpico(i+1) - tpico(i)} (bpm) \quad \text{Eq. 7}$$

Sendo ‘fbf’ a frequência dos batimentos fetais em batimentos por minuto (bpm), ‘T’ é o período e ‘Fs’ é a frequência de amostragem. O vetor ‘tpico’ é o valor correspondente à posição no tempo dos picos locais encontrados no algoritmo de detecção de picos.

No momento do cálculo dos batimentos fetais, foi estabelecido um critério para eliminação de artefatos. Caso a frequência encontrada tenha um valor maior do que 200 bpm, o ponto é desprezado para não influenciar no cálculo do desvio padrão. Os batimentos fetais têm um valor máximo por volta de 160 bpm, por isto foi definido o valor de 200 bpm como critério de exclusão de frequências nesta etapa do algoritmo, pois o coração do feto não suportaria esta quantidade de batimentos (PILDNER VON STEINBURG et al., 2013).

Após encontrado o valor das frequências dos batimentos fetais, foi calculado o desvio padrão (σ) destas amostras. O cálculo do desvio padrão teve como objetivo a eliminação das amostras abaixo ou acima do esperado (MEYER, 1983). Então, os critérios de eliminação podem ser resumidos como:

- $fbf > 200bpm$: Eliminação de picos muito próximos antes do cálculo do desvio padrão (σ);
- $fbf < fbfmédio - \sigma$: Eliminação de frequências abaixo do valor mínimo esperado;
- $fbf > fbfmédio + \sigma$: Eliminação de frequências acima do valor mínimo esperado.

Quadro 11– Cálculo da frequência fetal

```

j=1;
for i=1:length(picos)-1
    y=60*Fs/(picos (i+1)-picos (i));
    if y<200      %Retira frequências maiores que 200bpm
        freqbf(j)=y;
        j=j+1;
    end;
end;
freqbf=freqbf';
desvio=std(freqbf);
M = median(freqbf);

```

Fonte: acervo do autor

Uma vez eliminados o artefato, foi calculado um novo $fbf_{m\u00e9dio}$ apenas com os valores dentro da faixa: $fbf_{m\u00e9dio} - \sigma < fbf_{m\u00e9dio} < fbf_{m\u00e9dio} + \sigma$. Al\u00e9m disto, foi calculado o desvio padr\u00e3o dos valores remanescentes e observou-se uma redu\u00e7\u00e3o m\u00ednima de cinco vezes quando comparado ao desvio padr\u00e3o dos valores antes da elimina\u00e7\u00e3o dos artefatos. Esta \u00faltima etapa do c\u00f3digo pode ser vista na caixa de texto a seguir.

Quadro 12 – Elimina\u00e7\u00e3o de artefatos e c\u00e1lculo da frequ\u00eancia fetal final

```

m=1;
for i=1:length(freqbf)
    if freqbf (i)>=(M-desvio) && freqbf (i)<=(M+desvio)
        freqbfnova (m)=freqbf (i);
        m=m+1;
    end;
end;
Mn = median(freqbfnova);
desvion=std(freqbfnova);

```

Fonte: acervo do autor

4.8 Cálculo da frequência cardíaca materna

O cálculo da frequência cardíaca materna seguiu o mesmo roteiro que o da frequência cardíaca fetal. Primeiramente foi feita uma detecção de picos no sinal logo após a filtragem. Após a detecção, foi calculada a frequência cardíaca através da eq. 7. Foram retiradas frequências com mais de 202bpm para eliminar artefatos, pois o número máximo de batimentos em uma pessoa normal pode ser calculado através da subtração de 200 menos a idade da pessoa (SARZYNSKI et al., 2013). No estudo, foi considerado que as grávidas teriam idade acima de 18 anos.

4.9 Filtragem no domínio temporal

Para a filtragem no domínio temporal, foram calculados os coeficientes no Matlab para o cálculo dos coeficientes do filtro. Após isto, os valores encontrados foram utilizados para a programação do filtro no sistema embarcado. O filtro escolhido foi um filtro passa-banda Butterworth de quinta ordem, pois a inclinação é de 100dB e remove as frequências não desejadas. As frequências de corte foram definidas como 10Hz e 150Hz, iguais as frequências da máscara de frequências. Além deste filtro, foram calculados os coeficientes para um filtro rejeita-faixa de 60Hz.

Para definição dos coeficientes dos filtros foi utilizado o código descrito no Quadro 13 e os coeficientes resultantes estão na Tabela 3.

Tabela 3– Coeficientes dos filtros

Passa-Banda		Rejeita Faixa	
An	Bn	A	B
1.0000	0.9033	1.0000	0.0052
-9.1132	-8.4030	-6.9489	0
38.0204	35.7835	21.8810	-0.0262
-95.5455	-91.7829	-41.3288	0
160.0792	156.9467	52.0785	0.0523
-186.7828	-186.8951	-45.8629	0
153.6984	156.9467	28.6029	-0.0523
-88.0805	-91.7829	-12.4667	0
33.6528	35.7835	3.6326	0.0262
-7.7448	-8.4030	-0.6390	0
0.8160	0.9033	0.0514	-0.0052

Fonte: acervo do autor

Na aplicação do filtro no domínio temporal em *firmware*, deve-se fixar os coeficientes como matrizes para utilizá-los nas equações. O algoritmo de filtro FIR (Resposta ao impulso finito) é baseado em uma sequência de operações de acumulação múltipla. Cada coeficiente de filtro $b[n]$ é multiplicado por uma variável de estado que é igual a uma amostra de entrada anterior $x[n]$ e o coeficiente $a[n]$ é multiplicado pelos valores anteriores da saída y (MATHWORKS, [s.d.]).

$$b_0 y[n] = \sum_{k=0}^M a_k * x[n - k] + \sum_{k=1}^N b_k * y[n - k]$$

Eq. 8

A equação 8 ilustra o cálculo da saída $y[n]$ através das entradas $x[n]$ e dos valores anteriores de $y[n]$. $M+1$ é o número de coeficientes ‘ b ’ e $N+1$ é o número de coeficientes ‘ a ’.

Quadro 13– Cálculo dos coeficientes do filtro digital

```

Fs = 1000;           % Frequência de Amostragem
FcPA=10;            % Frequência de corte 1
FcPB=150;           % Frequência de corte 2
Fnot60=60;          % Frequência do Rejeita-faixa
Fn=Fs/2;            % Frequência Máxima do Sinal
FcPAn=FcPA/Fn;      % Frequência de corte 1 normalizada
FcPBn=FcPB/Fn;      % Frequência de corte 2 normalizada
Fnot60n=Fnot60/Fn;  % Frequência do rejeita-faixa normalizada
OrdemBP = 5;         % Ordem do filtro Passa-banda
OrdemRF = 5;         % Ordem do filtro rejeita-faixa
[B, A] = butter(OrdemBP, [ FcPAn, FcPBn] , 'bandpass');
[Bn, An] = butter(OrdemRF, [Fnot60n-0.01 Fnot60n+0.01], 'stop');
figure(1)
freqz(B,A)
figure(2)
freqz(Bn,An)

```

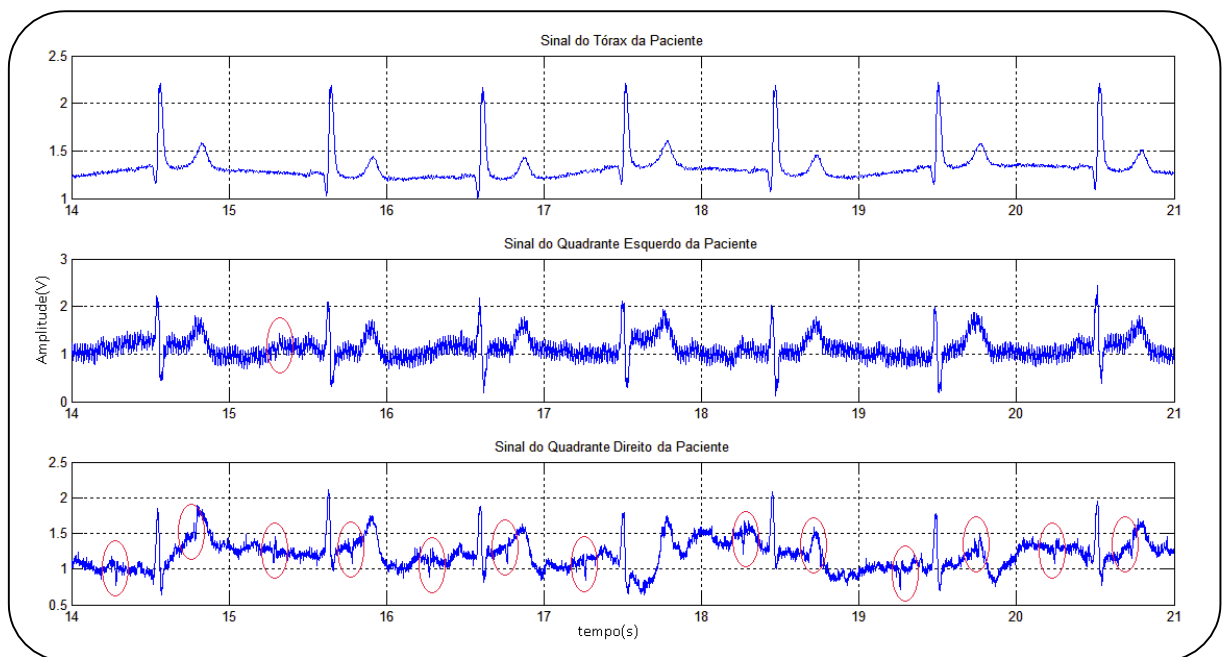
Fonte: acervo do autor

5 RESULTADOS

A coleta de dados foi realizada segundo o projeto aprovado no comitê de Ética da Universidade Federal de Pernambuco, projeto da plataforma Brasil com número CAAE 61990316.4.0000.5208.

Uma das gravações está ilustrada na Figura 21. A disposição dos sinais e das figuras seguiram o protocolo introduzido na Figura 6. É possível observar os batimentos fetais no sinal obtidos a partir da superfície do hemisfério direito da paciente. O batimento do feto pode ser observado através dos círculos vermelho da Figura 21. Nota-se que o canal 2, sinal do hemisfério esquerdo do paciente, sofreu mais interferência que os demais canais.

Figura 21-Sinal adquirido sem processamento. Os círculos vermelhos indicam o batimento fetal

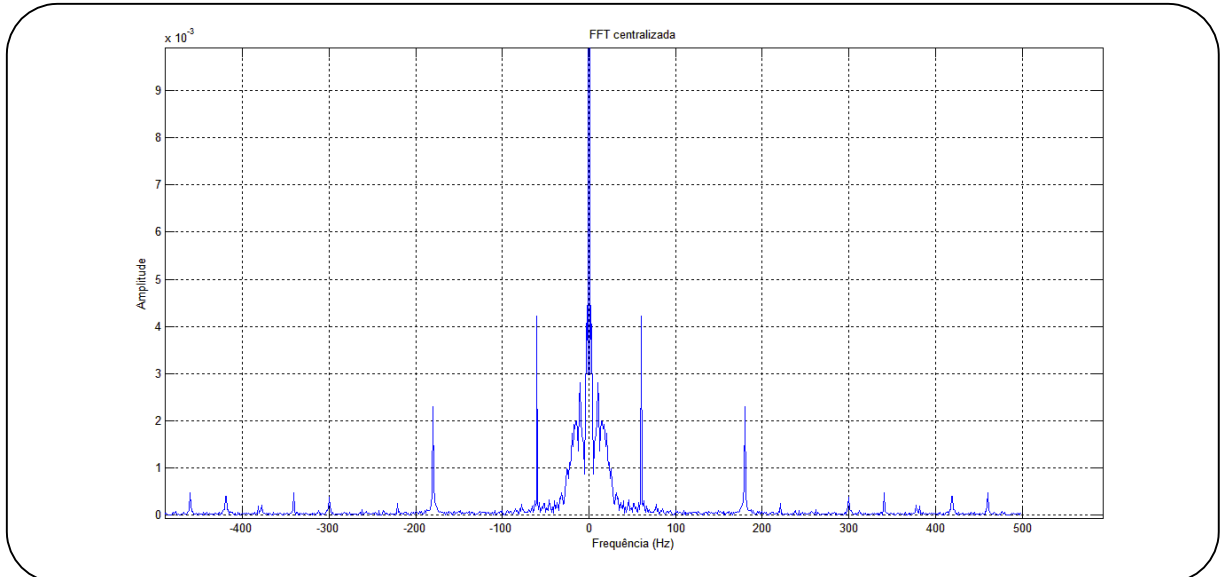


Fonte: acervo do autor

5.1 Filtragem do sinal – Domínio da frequência

Como o sinal adquirido do hemisfério esquerdo possuía mais ruído e melhor amplitude do fECG, foi feita inicialmente uma análise do seu espectro de frequência (Figura 22). Nele, pode-se observar que o ruído de 60Hz e seus harmônicos estavam presentes em uma amplitude considerável, principalmente o terceiro harmônico, situado em 180Hz.

Figura 22- Transformada de Fourier centralizada do sinal do hemisfério esquerdo do paciente

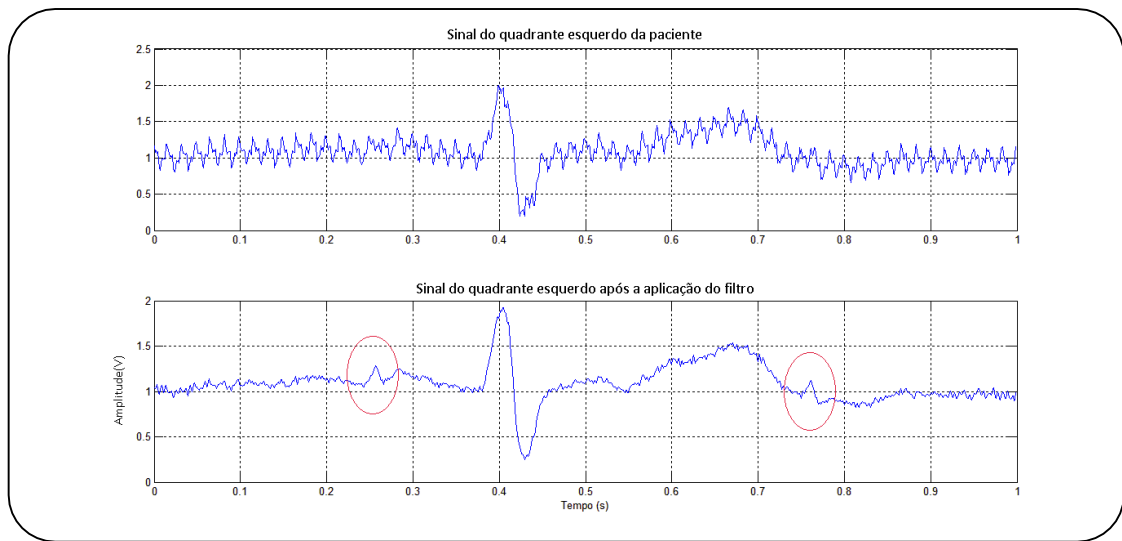


Fonte: acervo do Autor

Deste modo, foi aplicada a máscara de filtragem no sinal para retirar o offset do sinal e as pequenas ondulações, retirando as frequências com mais de 150Hz e também os harmônicos de 60Hz. A resultante deste processamento inicial de dados está apresentada na Figura 23. É possível verificar nesta mesma figura, através dos círculos vermelhos, que os batimentos fetais são evidenciados.

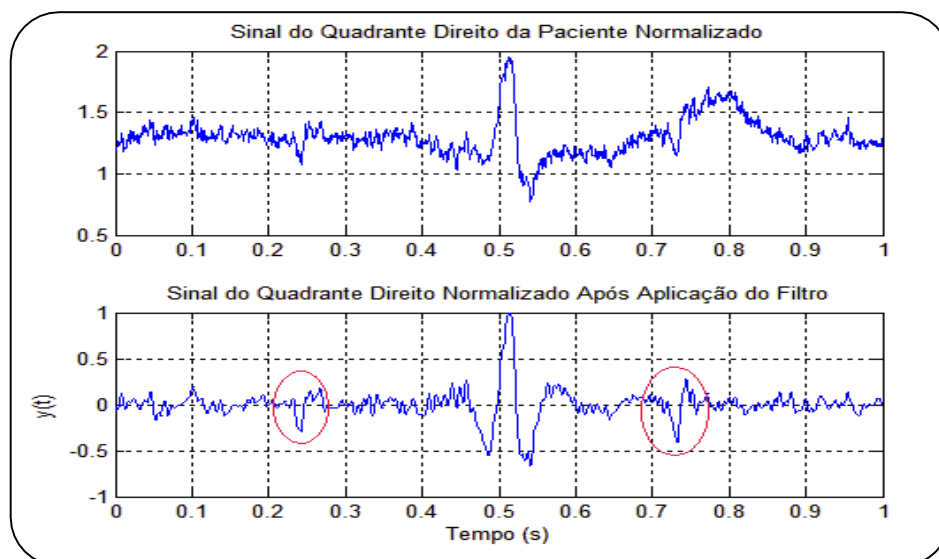
O mesmo procedimento foi realizado na aquisição do sinal do hemisfério direito. Como o nível de ruído deste hemisfério é visivelmente menor do que o do sinal do hemisfério esquerdo, pode-se notar que a aplicação do filtro foi mais efetiva na eliminação do offset e das pequenas ondulações, inclusive da onda T do batimento materno. Na Figura 24 pode-se notar a principal contribuição da filtragem, evidenciando mais os batimentos fetais após a redução da amplitude do QRS materno.

Figura 23– Sinal do hemisfério esquerdo da paciente após aplicação de filtro



Fonte: acervo do autor

Figura 24 – Sinal do hemisfério direito antes e após a aplicação dos filtros



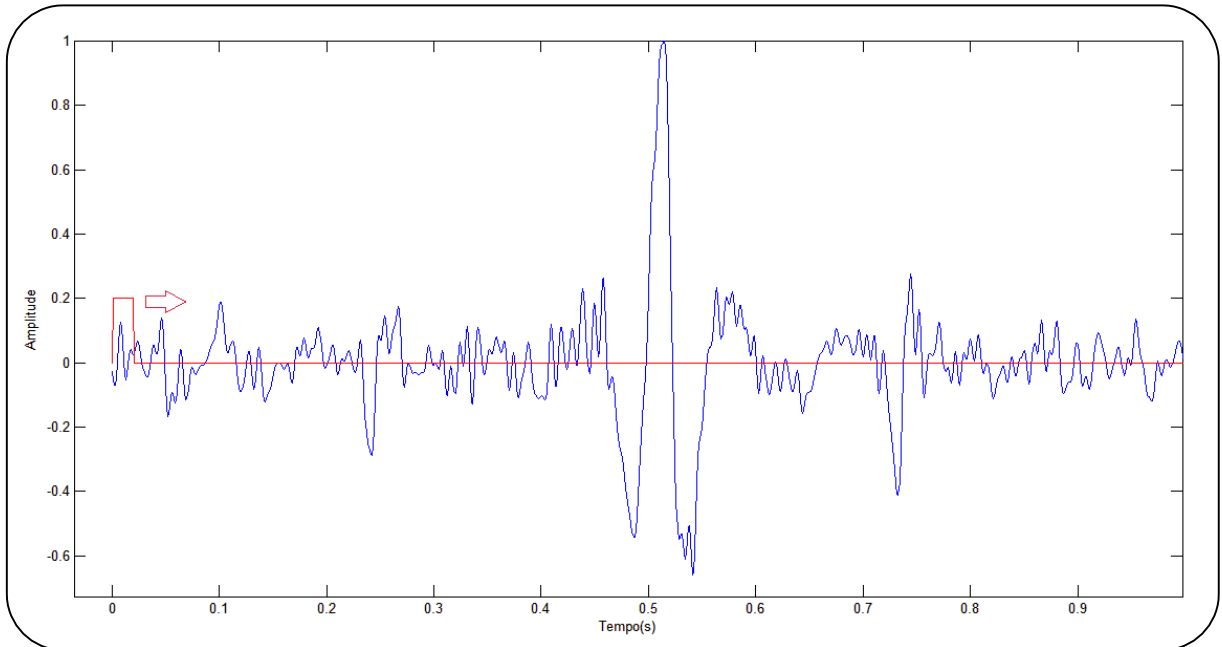
Fonte: acervo do autor

5.2 Cálculo da variância e eliminação dos batimentos maternos

O cálculo da variância foi realizado através de um comando de repetição para possibilitar a varredura de todos os pontos. Após os testes com vários tamanhos de janela, foi escolhida uma janela de 20 pontos e a mesma percorreu todo o eixo do tempo sendo deslocada

de uma unidade a cada repetição. A Figura 25 mostra o sentido de deslocamento da janela (gráfico em vermelho) em relação ao gráfico com F_s pontos (definido no item 4.2).

Figura 25– Deslocamento da janela para o cálculo da variância

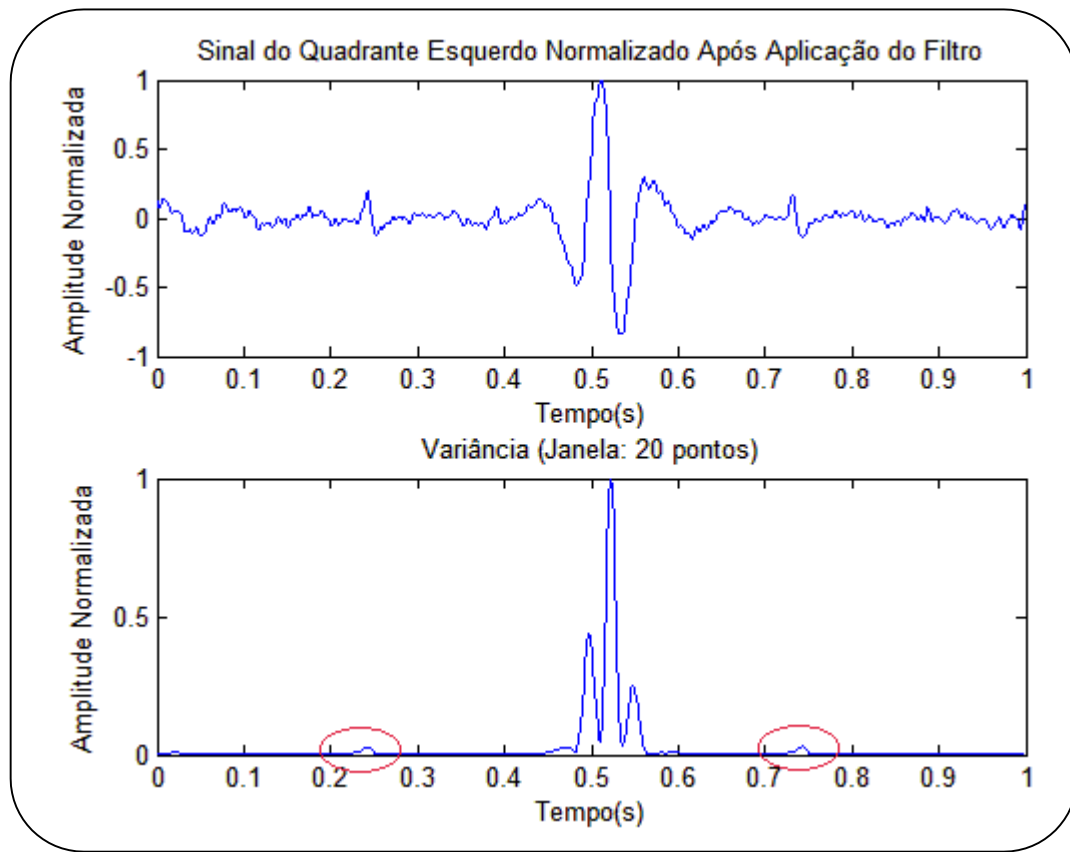


Fonte: acervo do autor

A Figura 26 exibe o sinal normalizado após a filtragem e a variância calculada. Nele pode-se notar que o pico da variância se encontra no complexo QRS do batimento materno e que os batimentos fetais apresentam uma variância pequena em relação à do complexo QRS.

Desta maneira, foi realizada a eliminação do complexo QRS materno para ser possível a localização dos picos dos batimentos fetais. Foi escolhida uma janela de 200 pontos para eliminação, pois além do QRS, pode-se notar que parte da onda P do ECG materno ainda apresenta uma amplitude significativa, podendo ser motivo para falsos positivos na detecção de picos locais.

Figura 26 – Variância do sinal



Fonte: acervo do autor

5.3 Cálculo da frequência dos batimentos fetais e eliminação de artefatos

O cálculo da frequência cardíaca fetal foi feita utilizando o algoritmo de detecção de picos da sessão 4.6 em conjunto com as fórmulas da sessão 4.7. Como exemplo utilizou-se um sinal com 17 segundos de gravação. As frequências calculadas a partir do algoritmo são mostradas na Tabela 4, na qual pode-se notar que algumas frequências são artefatos de movimento. Desta maneira, o desvio padrão é importante para retirar estes valores e deixar apenas os que são realmente frequências do batimento cardíaco do feto. Os valores maiores do que a média somada ao desvio padrão e menores do que a média subtraída o desvio padrão serão eliminados (MEYER, 1983).

Tabela 4– Frequências calculadas antes da eliminação dos artefatos

f1	f2	f3	f4	f5	f6	f7
130,72	75,09	60,79	59,70	59,76	116,96	120,7200
f8	f9	f10	f11	f12	f13	f14
188,09	118,81	117,88	120,97	178,57	120,24	119,04
f15	f16	f17	f18	f19	f20	f21
121,46	170,94	121,46	117,42	158,73	117,42	120
f22	f23	f24	f25	f26	f27	
116,28	116,50	42,70	120,72	117,19	120,72	

Fonte: acervo do autor

As células mais escuras da tabela são artefatos de frequência, causados por detecção de pontos falsos ou pela exclusão de algum ponto tendo em vista que os batimentos fetais e maternos podem coincidir, neste caso sendo eliminados. Neste caso, os dados calculados a partir da amostra foram iguais a:

- Desvio padrão das frequências: $\pm 34,4187$ bpm;
- Média das frequências: 119,0476 bpm;
- Limite superior = Média + Desvio Padrão = 153,4663 bpm;
- Limite inferior = Média – Desvio Padrão = 84,6289 bpm (MEYER, 1983).

Após a aplicação do algoritmo que elimina os pontos fora destes limites, ficaram 18 valores de frequências dentre as calculadas inicialmente. Após isto, foram calculados os valores da nova média e do desvio padrão:

- Desvio padrão das frequências: $\pm 3,28$ bpm;
- Média das frequências: 119,52 bpm.

Estes novos valores podem confirmar que os artefatos foram eliminados, pois o desvio padrão mostra que os valores das frequências variam pouco em relação à média (Tabela 5). Com o objetivo de confirmar os dados, foi realizada a localização dos picos dos batimentos fetais com o auxílio de uma ferramenta do Matlab.

Tabela 5 – Frequências(bpm) após a eliminação dos artefatos

f1	f6	f7	f9	f10	f11
130,7190	116,9591	120,7243	118,8119	117,8782	120,9677
f13	f14	f15	f17	f18	f20
120,2405	119,0476	121,4575	121,4575	117,4168	117,4168
f21	f22	f23	f25	f26	f27
120,0000	116,2791	116,5049	120,7243	117,1875	120,72

Fonte: acervo do autor

Para calcular a frequência, foi utilizada a ferramenta de gráfico *data cursor* do Matlab. Deste modo, com os comandos de zoom e o *data cursor*, foram determinados manualmente os instantes em que o pico do batimento fetal acontecia. Os valores das frequências foram calculados posteriormente e estão expostos na Tabela 6. O valor médio inicial das frequências foi de 118,57 bpm com um desvio padrão de $\pm 4,51$ bpm. O mesmo processo para retirada dos pontos fora dos limites superior e inferior foi feito nestes dados, reduzindo o desvio padrão para $\pm 2,39$ bpm e mantendo a média em 118,57bpm.

Tabela 6 – Valores das frequências(bpm) obtidas manualmente com o auxílio do Matlab

f1	f2	f3	f4	f5	f6	f7
114,0700	131,5800	110,9000	134,2300	118,1100	120,2400	122,9500
f8	f9	f10	f11	f12	f13	f14
116,5000	116,9500	121,4600	114,5000	118,8100	117,8700	120,9700
f15	f16	f17	f18	f19	f20	f21
118,3400	120,2400	117,4200	121,4600	118,3400	122,4500	117,6500
f22	f23	f24	f25	f26	f27	f28
120	115,3800	120	117,6500	115,3800	122,4500	115,3800
f29	f30	f31	f32			
120,0000	120,0000	117,6500	122,4500			

Fonte: acervo do autor

A Tabela 7 compara os dois métodos aplicados neste trabalho. Comparando os resultados encontrados, a diferença entre os valores de frequência média dos batimentos fetais foi de 0,94bpm, que representa 0,7% do valor obtido na contagem manual.

Tabela 7– Comparação dos métodos

Método Manual com auxílio no cálculo das frequências	Valor Médio	118,58 bpm
	Desvio Padrão	$\pm 2,39$ bpm
Algoritmo Desenvolvido neste trabalho	Valor Médio	119,52 bpm
	Desvio Padrão	$\pm 3,28$ bpm

Fonte: acervo do autor

Os valores obtidos foram calculados para o canal 3 (a disposição dos eletrodos pode ser encontrada na Figura 6), canal com a menor presença de ruído. O valor do desvio padrão e da frequência média após o processamento para a mesma amostra, contudo para o canal 2, são:

- Desvio padrão das frequências: ± 12.71 bpm;
- Média das frequências: 120.36 bpm.

O valor da frequência média é condizente com o valor encontrado para o canal 3, contudo nota-se um aumento significativo do desvio padrão. A razão provável para esta diferença é quantidade de ruído apresentado no canal.

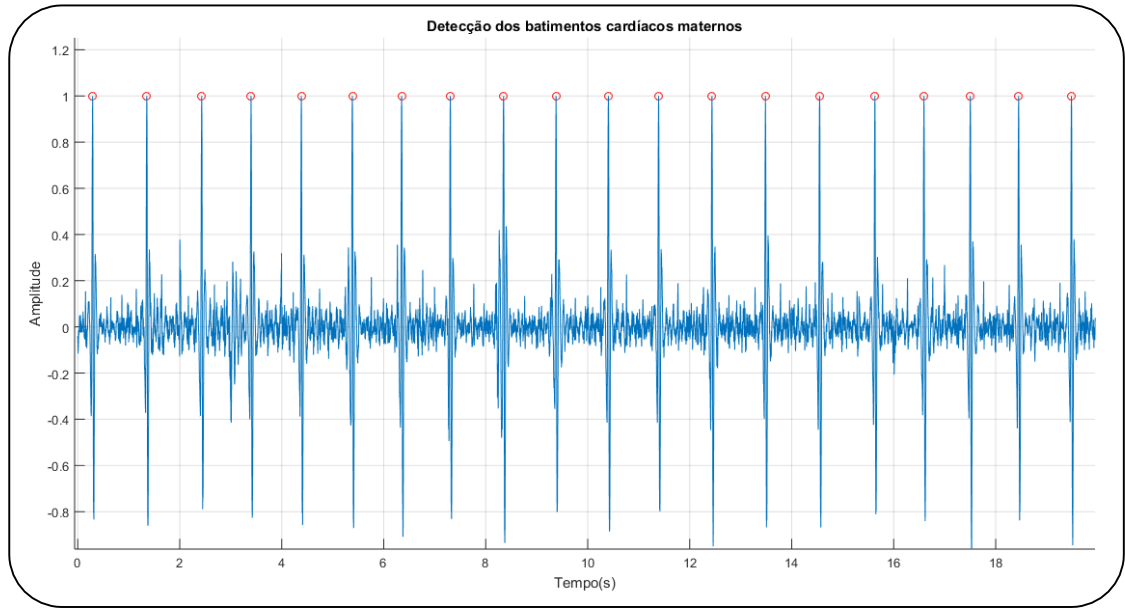
5.4 Detecção do batimento materno

O cálculo da frequência cardíaca materna seguiu o algoritmo apresentado na sessão 4.7, contudo foi aplicado ao sinal logo após a filtragem e antes do cálculo da variância. A detecção dos batimentos maternos sofre menos influência dos artefatos devido à amplitude do sinal de ECG materno ser maior quando comparada à amplitude do ruído e dos batimentos fetais.

Pode-se notar os batimentos cardíacos maternos circulos em vermelho na Figura 27. Após a detecção dos picos, foi calculada a frequência média e o desvio padrão para estes pontos:

- Frequência Média: 59.16 bpm
- Desvio Padrão: ± 2.61 bpm

Figura 27– Detecção dos batimentos cardíacos maternos



Fonte: acervo do autor

5.4.1 Resultados: Amostras coletadas

Tabela 8 – Resultados parciais

Voluntária 1	Batimento Materno	Valor Médio	74,01 bpm
		Desvio Padrão	±2,61 bpm
	Batimento Fetal	Valor Médio	120,24 bpm
		Desvio Padrão	±5,94 bpm
Voluntária 2	Batimento Materno	Valor Médio	59,33 bpm
		Desvio Padrão	±3,10 bpm
	Batimento Fetal	Valor Médio	126,58 bpm
		Desvio Padrão	±6,31 bpm
Voluntária 3	Batimento Materno	Valor Médio	65,83 bpm
		Desvio Padrão	±2,14 bpm
	Batimento Fetal	Valor Médio	155,04 bpm
		Desvio Padrão	±1,09 bpm
Voluntária 4	Batimento Materno	Valor Médio	79,60 bpm
		Desvio Padrão	±2,82 bpm
	Batimento Fetal	Valor Médio	137,64 bpm

Desvio Padrão	$\pm 4,87$ bpm
---------------	----------------

Fonte: acervo do autor

A Tabela 8 mostra os valores obtidos das quatro pacientes coletadas através do algoritmo desenvolvido. Nela pode-se notar que o desvio padrão representa um valor menor do que 5% do valor médio dos batimentos fetais.

5.5 Aspectos do projeto – comparação com outros trabalhos

O artigo de Fauzani (et al., 2013) utiliza a análise por Wavelet para separação do batimento fetal a partir da aquisição do sinal com apenas dois eletrodos. Este circuito utiliza um amplificador integrador para criar uma referência. Foi feita uma análise utilizando a transformada de Wavelet e o batimento fetal foi separado do batimento materno. Os sinais analisados foram obtidos a partir de uma única voluntária com 37 semanas de gravidez.

No trabalho realizado por Morales (et al., 2013) foram utilizadas dois dispositivos reconfiguráveis, sendo um analógico e um digital. O primeiro é responsável pela aquisição do sinal, pré processamento e conversão analógico-digital. O segundo é composto por um FPGA (do inglês, field-programmable gate arrays) para o processamento e separação dos batimentos maternos e fetais. O custo deste protótipo é elevado quando comparado à este projeto, pois os dispositivos utilizados tem um valor elevado. Foram testados apenas sinais sintéticos obtidos através de bancos de dados, não sendo possível saber como seria a aquisição dos dados em indivíduos. Os resultados foram mostrados através do software do labview.

A pesquisa realizada por Song (et al., 2015b) teve como enfoque apenas o desenvolvimento do circuito com o multiplexador para adquirir quatro canais simultaneamente. Foi feita a simulação para medir o consumo de energia e a banda de frequência preservada após a filtragem.

O projeto desenvolvido nesta dissertação utilizou dados adquiridos em pacientes, mostrando as dificuldades na aquisição, por ser um sinal com baixo SNR. O algoritmo desenvolvido de maneira sequencial utilizou cálculo da variância para detectar e eliminar o batimento materno. A aquisição dos canais utilizou três eletrodos, sendo a referência do circuito colocada na parte das costas da paciente. A Figura 28 ilustra o protótipo montado.

Figura 28 – Protótipo montado



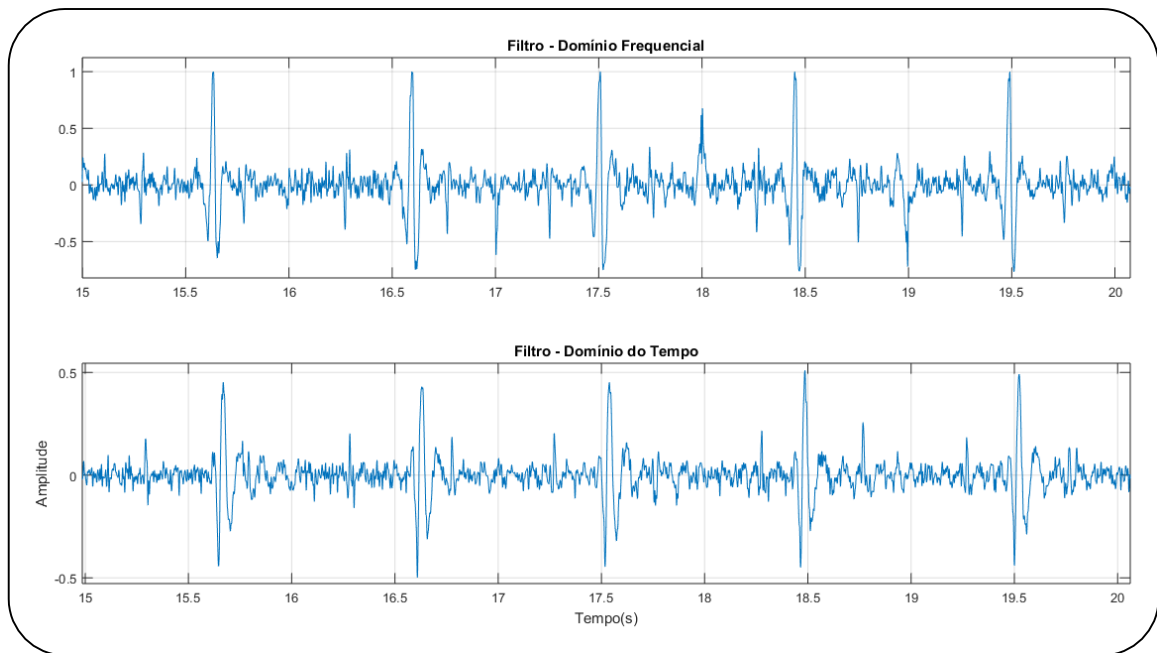
Fonte: acervo do autor

5.6 Filtragem do sinal - Domínio do tempo

O processo de filtragem do sinal realizado na primeira parte do trabalho foi executado no Domínio Frequencial. Para a realização da segunda parte do trabalho, foram calculados os coeficientes dos filtros e aplicados no sinal antes da realização do processamento, ainda no domínio temporal.

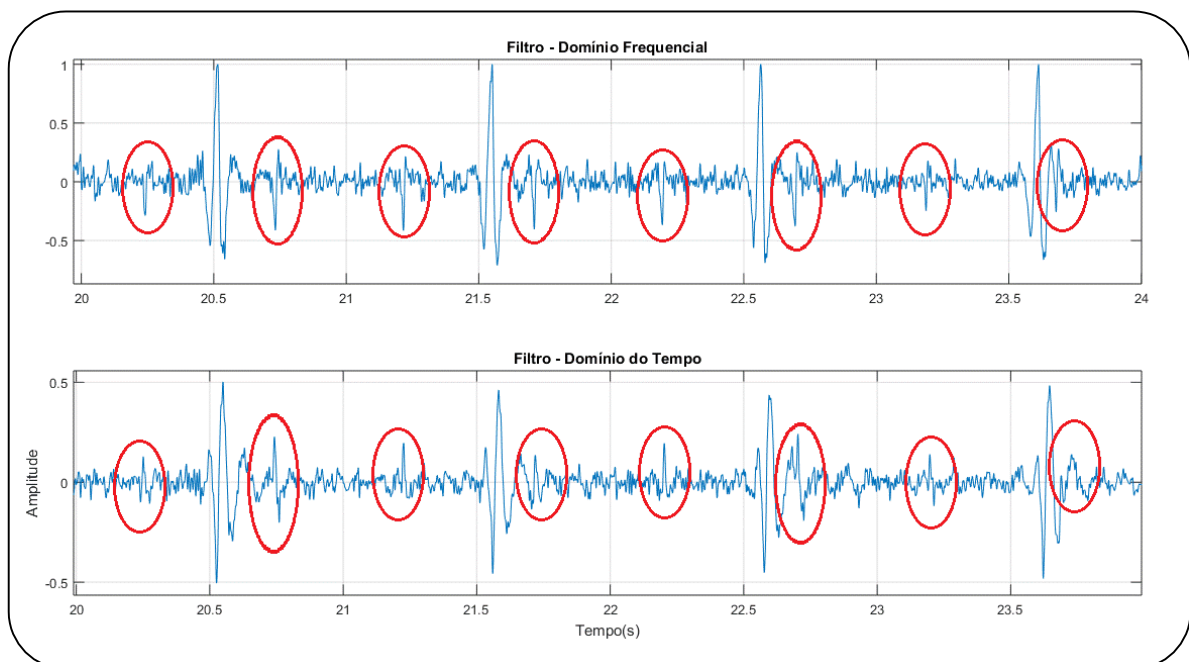
A Figura 29 mostra o mesmo sinal submetido ao filtro passa-banda. Nota-se que os resultados são semelhantes quando se trata na identificação dos batimentos fetais. A aplicação do filtro rejeita-faixa em conjunto com o filtro passa-banda pode ser vista na Figura 30. Nesta figura pode-se notar os batimentos fetais circulado em vermelho, comprovando que o filtro no domínio temporal também é indicado para o tratamento do sinal.

Figura 29- Comparação da aplicação dos filtros passa-banda nos domínios frequencial e temporal



Fonte: acervo do autor

Figura 30- Comparação da aplicação dos filtros passa-banda e rejeita-faixa nos domínios frequencial e temporal. Os círculos vermelhos identificam os batimentos fetais



Fonte: acervo do autor

6. CONCLUSÃO

Como principal contribuição deste trabalho, tem-se o desenvolvimento de um sistema para aquisição e detecção dos batimentos maternos e fetais. O algoritmo para detecção dos batimentos pode ser implementado em um produto no mercado brasileiro, pois os equipamentos disponíveis são importados e caros.

Em geral, os centros obstétricos contam com poucos médicos para a monitoração de algumas dezenas de mulheres grávidas em trabalho de parto, sendo inviável a verificação dos batimentos fetais de todos os indivíduos segundo o protocolo indicado, a cada meia hora. Além disto, é estabelecida uma ordem de prioridade, pois as pacientes que estiverem com maior dilatação são priorizadas por estarem mais perto da hora do parto, dificultando mais ainda a verificação dos batimentos fetais de todas as pacientes.

Os testes realizados no algoritmo foram feitos em quatro voluntárias, com a aprovação prévia do comitê de ética da Universidade Federal de Pernambuco e do Hospital das Clínicas através da Plataforma Brasil. Os sinais adquiridos foram obtidos durante um tempo superior a 10 segundos e com as pacientes em repouso e tiveram como principal objetivo validar o funcionamento do algoritmo e também do circuito desenvolvido. Para um protótipo final, testes mais conclusivos deverão ser realizados para comprovar a confiabilidade e a estabilidade do algoritmo e implementação em *firmware*.

O desenvolvimento do protótipo também servirá como objeto de estudo e testes para outros alunos do grupo de pesquisa em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Pernambuco desenvolverem novas pesquisas. O circuito utilizado no trabalho pode ser aplicado em projetos não apenas de ECG fetal, mas de eletromiografia também.

Por fim, o algoritmo desenvolvido rendeu bons resultados, pois foi feita a comparação da frequência obtida com o método desenvolvido com a frequência obtida através da contagem manual utilizando as ferramentas de gráfico do Matlab, onde a diferença entre os resultados foi menor do que 5%.

6.1 Trabalhos futuros

Este trabalho abre uma gama de aplicações e outros trabalhos. Já que a fabricação de um dispositivo leve e de baixo consumo possibilita a sua utilização como dispositivo vestível, Wearable Technology, através de sua utilização em conjunto com uma cinta de tecido condutor

que irá realizar o papel dos eletrodos, além de outras aplicações em *software* como monitores portáteis de atividade cardíaca fetal para serem utilizados pelas próprias grávidas em casa.

Com base nisso merecem destaque os seguintes trabalhos futuros:

- Desenvolver um sistema miniaturizado para realizar a aquisição e filtragem analógica do eletrocardiograma fetal através de eletrodos descartáveis para a captação do sinal;
- Desenvolver um algoritmo robusto a ser implementado em um chip FPGA para realizar o tratamento do sinal elétrico, capaz de separar o batimento materno e os artefatos do sinal gerado pelo coração do feto;
- Aplicar técnicas de filtragem não lineares para eliminação do batimento materno;
- Criação de uma central de monitoração dos batimentos cardíacos do feto de forma não invasiva, utilizando o protótipo em FPGA para realização do processamento antes mesmo do envio para a central. Além disto a central servirá muito de apoio para o Centro Obstétrico do Hospital das Clínicas.
- Aplicação de técnicas de redes neurais para o processamento do sinal abdominal. Técnicas como lógica Fuzzy e Selfmap podem ser implementadas.

REFERÊNCIAS

- ABBAS, A. K.; BASSAM, R. **Phonocardiography Signal Processing**. [s.l.] Morgan & Claypool, 2009. v. 4
- ALFIREVIC, Z. et al. **Continuous cardiotocography (CTG) as a form of electronic fetal monitoring (EFM) for fetal assessment during labour**. In: ALFIREVIC, Z. (Ed.). *Cochrane Database of Systematic Reviews*. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd, 2006. v. 2017.
- ANDREOTTI, F. et al. **Maternal signal estimation by Kalman Filtering and Template Adaptation for fetal heart rate extraction**. *Computing in Cardiology Conference (CinC)*. Anais. Zaragoza, Spain: 2013
- ANDREOTTI, F. et al. **Robust fetal ECG extraction and detection from abdominal leads**. *Physiological Measurement*, v. 35, n. 8, p. 1551–1567, 1 ago. 2014.
- ANDREOTTI, F. **Extraction and Detection of Fetal Electrocardiograms from Abdominal Recordings**. [s.l.] Technische Universität Dresden, 2017.
- ANISHA, M. **Survey on Fetal ECG Extraction**. *International Conference on Control, Instrumentation, Communication and Computational Technologies (ICCICCT)*. Anais.2014
- ANOOP, S. S. V. K. K.; PRABHU, C. M.; PENUMALA, S. K. **Detection of QRS Complex of Fetal ECG Using Biologically Inspired Soft-Computing Tools**. *2009 Annual IEEE India Conference*. Anais IEEE, 2009
- BEHAR, J. **Extraction of clinical information from the non-invasive fetal electrocardiogram**. p. 248, 27 maio 2016.
- BEHAR, J.; OSTER, J.; CLIFFORD, G. D. **Non-Invasive FECG Extraction from a Set of Abdominal Sensors**. *Computing in Cardiology Conference (CinC)*. Anais. 2013
- BLANCHET, G.; CHARBIT, M. **Signaux et Images sous Matlab**. Paris: Hermes, 2001.
- BURATTINI, L. et al. **Noninvasive Fetal Electrocardiography: An Overview of the Signal Electrophysiological Meaning, Recording Procedures, and Processing Techniques**. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, 2015.
- CAUGHEY, A. B.; ROBINSON, J. N.; NORWITZ, E. R. **Contemporary diagnosis and**

management of preterm premature rupture of membranes. Reviews in obstetrics and gynecology, p. 11–22, 2008.

CHEN, J. et al. **Fetal Heart Signal Monitoring with Confidence Factor.** 2006 IEEE International Conference on Multimedia and Expo. Anais IEEE, jul. 2006

CHUNG, M. K.; RICH, M. W. **Introduction to the cardiovascular system: Diagram of the heart.** [s.l: s.n.].

DEBBAL, S. M.; F.BEREK-REGUIG. **Frequency analysis of the heartbeat sounds.** Biomedical Soft Computing and Human Sciences, v. 13, n. 1, p. 6, 2008.

DESAI, K. . D.; SANKHE, M. S. **A Real-Time Fetal ECG Feature Extraction Using Multiscale Discrete Wavelet Transform.** International Conference on BioMedical Engineering and Informatics (BMEI 2012). Anais.2012

EINTHOVEN, W. **Über die Form des menschlichen electrocardiogramms.** Arch Gesamte Physiol, v. 60, p. 101–123, 1895.

EKBLAD, U. **Biological agents and pregnancy.** Journal of occupational and environmental medicine, v. 37, n. 8, p. 962–5, ago. 1995.

FAUZANI, N. J. et al. **Two electrodes system: Performance on ECG FECG and EMG detection.** 2013 IEEE Student Conference on Research and Developement. Anais. IEEE, dez. 2013

FERRARIO, M.; SIGNORINI, M. G.; MAGENES, G. **Estimation of long-term correlations from fetal heart rate variability signal for the identification of pathological fetuses.** Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings, p. 295–298, 2007.

FREEMAN, R. ET AL. **Fetal Heart Rate Monitoring.** 4^a ed ed. [s.l.] LLW, 2012.

FREESCALE. **FRDM-KL25Z User 's Manual.** p. 1–14, 2012.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica.** 11^a ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006.

HEART.ORG. **Fetal Circulation.** Disponível em: <http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/CongenitalHeartDefects/SymptomsDiagnosisofCongenitalHeartDefects/Fetal-Circulation_UCM_315674_Article.jsp#.WT_442grLIU>.

Acesso em: 13 jun. 2017.

INSTRUMENTS, N. **User Guide NI USB-6008/6009System**, 2012.

INSTRUMENTS, N. **NI USB-6009 - Device Specifications**, 2015.

JACINTO, S. O. S.; PAMPLONA, K.; SOARES, M. **Manual Técnico de Gestão de Alto Risco - 2012** . [s.l: s.n.].

JEZEWSKI, J. et al. **A novel technique for fetal heart rate estimation from Doppler ultrasound signal**. BioMedical Engineering OnLine, v. 10, n. 1, p. 92, 2011.

KARVOUNIS, E. C. et al. **An automated methodology for fetal heart rate extraction from the abdominal electrocardiogram**. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, v. 11, n. 6, p. 628–638, 2007.

KOVÁCS, F. et al. **Fetal phonocardiography—Past and future possibilities**. Computer Methods and Programs in Biomedicine, v. 104, n. 1, p. 19–25, out. 2011.

LEE, J. et al. **Automatic motion and noise artifact detection in holter ECG data using empirical mode decomposition and statistical approaches**. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 59, n. 6, p. 1499–1506, 2012.

LIU, B.; ZHANG, Z.; HONGQI FAN, Q. F. **Compression via Compressive Sensing : A Low-Power Framework for the Telemonitoring of Multi-Channel Physiological Signals**. IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine, p. 9–12, 2013.

MAMMARO, A. et al. **Hypertensive disorders of pregnancy**. Journal of prenatal medicine, v. 3, n. 1, p. 1–5, 2009.

MATHWORKS. **Filter - 1D Digital Filter**. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/filter.html#buagwwg-2>>. Acesso em: 1 jan. 2017.

MEYER, P. L. **Probabilidade : Aplicações à Estatística**. 2a. Ed. ed. Rio de Janeiro: Livros Técnicos & Científicos, 1983.

MORALES, D. P. et al. **An application of reconfigurable technologies for non-invasive fetal heart rate extraction**. Medical Engineering and Physics, v. 35, n. 7, p. 1005–1014, 2013.

MOREIRA, M. W. L. et al. **Smart mobile system for pregnancy care using body sensors**.

2016 International Conference on Selected Topics in Mobile and Wireless Networking, MoWNeT 2016, p. 1–4, 2016.

PEDDANENI, H.; A. **Comparison of Algorithms for Fetal ECG Extraction**. [s.l.] University of Florida, 2014.

PERTENCE JUNIOR, A. **Eletrônica Analógica: Amplificadores operacionais e filtros ativos**. 8^a ed. ed. Porto Alegre: Bookman, 2014.

PILDNER VON STEINBURG, S. et al. **What is the “normal” fetal heart rate?** Peer J, v. 1, p. e82, 2013.

PODZIEMSKI, P.; GIERALTOWSKI, J. **Fetal Heart Rate Discovery: Algorithm for Detection of Fetal Heart Rate from Noisy, Noninvasive Fetal ECG Recordings**. Computing in Cardiology 2013, n. C, p. 333–336, 2013.

RAJESH, A. V; GANESAN, R. **Comprehensive study on fetal ECG extraction**. 2014 International Conference on Control, Instrumentation, Communication and Computational Technologies, ICCICCT 2014. Anais.2014

RASU, R.; SUNDARAM, P. S.; SANTHIYAKUMARI, N. **FPGA based non-invasive heart rate monitoring system for detecting abnormalities in Fetal**. 2015 International Conference on Signal Processing and Communication Engineering Systems. Anais. IEEE, jan. 2015. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=7058287>>

ROBERTS, M. J. **Fundamentos em Sinais e Sistemas**. São Paulo: [s.n.].

RODRIGUES, M. A. B. **Desenvolvimento de um instrumento virtual para aquisição e análise de sinais bioelétricos**. [s.l.] Universidade Federal de Santa Catarina, 1997.

SAMENI, R.; CLIFFORD, G. D. **A Review of Fetal ECG Signal Processing; Issues and Promising Directions**. The open pacing, electrophysiology and Therapy journal, v. 3, p. 4–20, 2010.

SARZYNSKI, M. A. et al. **Measured maximal heart rates compared to commonly used age-based prediction equations in the heritage family study**. American Journal of Human Biology, v. 25, n. 5, p. 695–701, 2013.

SEDRA, A. S.; SMITH, K. C. **Microeletrônica**. 5^a ed. ed. São Paulo: Perason Prentice Hall, 2007.

- SILVA, I. et al. **Noninvasive fetal ECG: The PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2013**. Computing in Cardiology Conference (CinC), 2013. Anais.2013
- SONG, S. et al. **A Low-Voltage Chopper-Stabilized Amplifier for Fetal ECG Monitoring With a 1.41 Power Efficiency Factor**. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, v. 9, n. 2, p. 237–247, abr. 2015a.
- SONG, S. et al. **A low-power frontend system for fetal ECG monitoring applications**. 2015 6th International Workshop on Advances in Sensors and Interfaces (IWASI). Anais. IEEE, 2015.
- SOUZA, P. V. E. DE. **Sistema de aquisição de sinais de EMG e ECG para plataforma Android**. [s.l.] Universidade Federal de Pernambuco, 2015.
- SURAWICZ, B. et al. **AHA/ACCF/HRS Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram: Part III: Intraventricular Conduction Disturbances: A Scientific Statement From the American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee**. Circulation, v. 119, n. 10, p. e235–e240, 2009.
- TEXAS INSTRUMENT. **INA12X: Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers**. n. 1, p. 20, 2005.
- VARANINI, M. et al. **A Multi-step Approach for Non-invasive Fetal ECG Analysis**. Computing in Cardiology. Anais, 2013
- VERMEULEN-GIOVAGNOLI, B. et al. **The development of an obstetric tele-monitoring system**. 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Anais IEEE, ago. 2015
- ZHANG, S. et al. **Signal Integrity Evaluation for Fetal Magnetocardiography**. v. 25, n. Bhi, p. 253–256, 2012.