



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

EULLER GONÇALVES DE LIMA

**UMA NOVA ABORDAGEM EM ELETROCARDIOGRAFIA DE ALTA
RESOLUÇÃO**

RECIFE

2017

Euller Gonçalves de Lima

**Uma Nova Abordagem em Eletrocardiografia de Alta
Resolução**

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

Área de Concentração: Eletrônica.

Orientador Prof^o *D.Sc.* Marco Aurélio
Benedetti Rodrigues,

Recife

2017

Catálogo na fonte
Bibliotecária Margareth Malta, CRB-4 / 1198

L732n Lima, Euler Gonçalves de.
Uma nova abordagem em eletrocardiografia de alta resolução / Euler
Gonçalves de Lima. – 2017.
74 folhas, il., gráfs., tabs.

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG.
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, 2017.
Inclui Referências.

1. Engenharia Elétrica. 2. Eletrocardiografia de alta resolução. 3. Einthoven.
4. Goldberger. 5. Frank. 6. Derivações. 7. Coração. 8. Conversores analógico-
digitais. 9. Ajuste de ganho. 10. USB. 11. ADCPro™. I. Rodrigues, Marco Aurélio
Benedetti (Orientador). II. Título.

UFPE

621.3 CDD (22. ed.)

BCTG/2018-112



Universidade Federal de Pernambuco

Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

PARECER DA COMISSÃO EXAMINADORA DE DEFESA DE
DISSERTAÇÃO DO MESTRADO ACADÊMICO DE

EULLER GONÇALVES DE LIMA

TÍTULO

**“UMA NOVA ABORDAGEM
EM ELETROCARDIOGRAFIA DE ALTA RESOLUÇÃO”**

A comissão examinadora composta pelos professores: MARCO AURÉLIO BENEDETTI RODRIGUES, DES/UFPE; GUILHERME NUNES MELO, DES/UFPE e ALANA ELZA FONTES DA GAMA, DEB/UFPE, sob a presidência do primeiro, consideram o candidato **EULLER GONÇALVES DE LIMA APROVADO.**

Recife, 14 de julho de 2017.

MARCELO CABRAL CAVALCANTI
Coordenador do PPGE

MARCO AURÉLIO BENEDETTI RODRIGUES
Orientador e Membro Titular Interno

GUILHERME NUNES MELO
Membro Titular Externo

ALANA ELZA FONTES DA GAMA
Membro Titular Externo

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu Deus que sempre foi meu pilar, consolador e Pai. A minha esposa Débora Matos, pelo seu imenso carinho, apoio e abdicação de minha companhia nos momentos que precisei me ausentar para dedicar inteiramente a construção deste trabalho. Aos meus pais, Eliane A. e Ednaldo G. pelo seu suporte na construção do meu caráter e motivação para enfrentar os obstáculos da vida. A minha irmã Elyda G. pela fraternidade e apoio à pesquisa. Aos amigos de longa data que sempre estiveram na minha caminhada, em especial: Raphael L., Abinadabe S. e, aos amigos de trabalho do LIHOM do Departamento de Eletrônica e Sistemas da UFPE que tanto contribuíram com seu conhecimento técnico. Ao professor Marco Aurélio Benedetti Rodrigues pela imensa dedicação, paciência e destreza dadas a este trabalho. Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica pela infraestrutura. Ao Grupo de Pesquisa de Engenharia Biomédica, pelo auxílio ao trabalho. Ao CNPq, pelo apoio financeiro.

RESUMO

Este trabalho utiliza um conversor analógico-digital de 24 *bits* para obtenção de sinais de Eletrocardiografia de Alta Resolução. As topologias de aquisição da atividade elétrica do coração são as mais diversas possíveis e, de um modo geral, utilizam pares de eletrodos agrupados em derivações para a composição do sinal. A topologia Padrão, de 12 derivações, utilizada nesse trabalho, amplamente difundida pelo seu aspecto clínico aplicado ao diagnóstico, utiliza 3 derivações de *Einthoven*, 3 derivações de *Goldberger* e 6 derivações precordiais e, a topologia de *Frank*, para a detecção de potenciais tardios, a partir das derivações X, Y e Z modificadas. Para todos os casos, o objetivo é sempre observar o traçado com o maior número de detalhes possíveis e, associá-los na predição de patologias. Nesse contexto, a primeira etapa desenvolvida nesse trabalho, foi a do sistema de aquisição, realizada por amplificadores de instrumentação com alta CMRR (*Common Mode Rejection Ratio*) com ajuste de ganho conectados às derivações de *Einthoven*. A etapa seguinte, implementada pelo ADS1258, foi realizada a conversão Analógico-Digital pelo método $\Delta\Sigma$ com resolução de 11 *nV*. Os resultados foram enviados pela interface USB para o computador via o programa ADCProTM.

Palavras-chave: Eletrocardiografia de Alta Resolução. *Einthoven*. *Goldberger*. *Frank*. Derivações. Coração. Conversores Analógico-digitais. Ajuste de ganho. USB. ADCProTM.

ABSTRACT

This work uses a 24-bit analog-to-digital converters to obtaining High Resolution Electrocardiography signals. The topologies for acquisition of the electrical activity of the heart are as diverse as possible and, in general, use pairs of electrodes grouped in leads for the composition of the signal. The 12-lead pattern topology used in this study, widely diffused by its clinical aspect applied to the diagnosis, uses 3 *Einthoven* leads, 3 *Goldberger* leads and 6 precordial leads, and *Frank's* topology for the attempt to detect late potentials from the modified X, Y and Z leads. For all cases, the objective is always to observe the trace in as many details as possible and to associate them in the prediction of pathologies. In this context, the first step developed in this work was the acquisition system, performed by instrumentation amplifiers with high CMRR (Common Mode Rejection Ratio) connected to the *Einthoven* leads and with gain adjustment. The next step, implemented by ADS1258, was the Analog-Digital conversion using the $\Delta\Sigma$ method with resolution of 11 *nV*. The results were sent via the USB interface to the computer via the ADCPro[™] program.

Keywords: High Resolution Electrocardiograph. *Einthoven*. *Goldberger*. *Frank*. Leads. Heart. Analog-Digital Converters. Gain Adjustment. USB. ADCPro[™]

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

| | |
|--|----|
| Figura 1 – Primeiro eletrocardiograma realizado em humanos | 18 |
| Figura 2 – Traçado de eletrocardiograma obtido por <i>Einthoven</i> | 18 |
| Figura 3 – Traçado de eletrocardiograma obtido por <i>Einthoven</i> a partir da derivação II . | 18 |
| Figura 4 – Triângulo de <i>Einthoven</i> | 19 |
| Figura 5 – Níveis de tensão e bandas de frequência de alguns biopotenciais. | 22 |
| Figura 6 – Diagrama de blocos de um sistema de aquisição genérico | 22 |
| Figura 7 – Circuito equivalente para um eletrodo conectado a pele | 24 |
| Figura 8 – Circuito elétrico equivalente de aquisição de ECG a partir da derivação I incluindo as fontes de ruído | 26 |
| Figura 9 – Nível tensão produzidos por alguns artefatos no sistema de aquisição | 27 |
| Figura 10 – Primeira proposta de circuito de perna | 28 |
| Figura 11 – Representação de um dipolo | 29 |
| Figura 12 – Célula polarizada | 29 |
| Figura 13 – Registro do traçado morfológico a partir de diferentes posições (A, B e C) de instalação de eletrodos | 30 |
| Figura 14 – Derivações I, II e III, com os respectivos posicionamentos dos eletrodos . . . | 31 |
| Figura 15 – Terminal central de <i>Wilson</i> para medição de potenciais precordiais | 32 |
| Figura 16 – Ilustração vetorial das medições em referência ao WCT e das derivações bipolares | 33 |
| Figura 17 – Derivações precordiais em referência ao WCT | 34 |
| Figura 18 – Derivações precordiais posteriores em referência ao WCT | 34 |
| Figura 19 – Derivações precordiais adicionais em referência ao WCT | 35 |
| Figura 20 – Sistema de referência de Goldberger, exemplo do braço direito sendo o eletrodo explorador | 36 |
| Figura 21 – Torso dividido em três planos ortogonais | 37 |
| Figura 22 – Primeiras propostas de aquisição ortogonal do complexo QRS | 38 |
| Figura 23 – Proposta de aquisição ortogonal dos vetores V_x , V_y e V_z | 39 |
| Figura 24 – Circuito de aquisição das derivações V_x , V_y e V_z ortogonais | 40 |
| Figura 25 – Vetores cardíacos resultantes para diferentes instantes de tempo durante o ciclo repolarização | 41 |
| Figura 26 – Projeção do vetorcardiograma nos três planos | 41 |
| Figura 27 – Projeção das composições de <i>Frank X</i> , <i>Y</i> e <i>Z</i> nos três planos | 42 |
| Figura 28 – Disposição dos eletrodos para aquisição de <i>signal averaged</i> | 43 |
| Figura 29 – Possibilidades de aplicação do filtro <i>butterworth</i> e os efeitos no complexo QRS | 44 |
| Figura 30 – Traçado eletrocardiográfico com aquisição SAECG | 44 |
| Figura 31 – Relação de rejeição comum vesus Frequência para o INA129 | 46 |

| | |
|--|----|
| Figura 32 – Circuito interno do INA129. | 47 |
| Figura 33 – Distribuição e função dos pinos para o TL084. | 48 |
| Figura 34 – Circuito de aquisição da derivação I, sem utilização das malhas dos cabos | 49 |
| Figura 35 – Circuito de aquisição da derivação I, com aterramento das malhas dos cabos | 49 |
| Figura 36 – Circuito de aquisição da derivação I, com injeção do sinal de aquisição na malha via <i>Buffer</i> | 50 |
| Figura 37 – Circuito de aquisição da derivação I, com circuito DRL + aplicação do sinal na malha | 50 |
| Figura 38 – Circuito de aquisição da derivação I, com circuito DRL + aterramento das malhas | 51 |
| Figura 39 – Modos de leitura das entradas analógicas para o ADS1258 | 52 |
| Figura 40 – Diagrama de blocos do sistema de conversão e filtragem do ADS1258 | 52 |
| Figura 41 – Resposta em frequência para o filtro digital do ADS1258 | 53 |
| Figura 42 – Placa ADS1258EVM | 54 |
| Figura 43 – Placa MMB0 | 54 |
| Figura 44 – Montagem em <i>protoboard</i> do circuito elétrico de instrumentação, cabo guarda e do <i>Right Leg Drive</i> para a derivação I | 55 |
| Figura 45 – Visualização do complexo QRS obtido a partir da derivação I, sem utilização das malhas | 56 |
| Figura 46 – Visualização do complexo QRS obtido a partir da derivação I para o circuito com aterramento das malhas | 57 |
| Figura 47 – Visualização do complexo QRS obtido a partir da derivação I para o circuito com aplicação do sinal de aquisição na malha via <i>Buffer</i> | 57 |
| Figura 48 – Circuito de perna direita com ganho variável e aplicação de sinal de malha | 58 |
| Figura 50 – Vista superior de montagem em placa de fenolite do circuito de aquisição do complexo QRS, com elemento DRL de ganho fixo unitário | 58 |
| Figura 49 – Circuito de perna direita com ganho variável e aterramento da malha | 59 |
| Figura 51 – Traçado QRS I após conversão AD para diferentes valores de taxa de amostragem e tensão de referência de $2 V$ | 60 |
| Figura 52 – Traçado QRS I após conversão AD para diferentes valores de taxa de amostragem e tensão de referência de $100 mV$ | 61 |
| Figura 53 – Exibição do traçado QRS no osciloscópio para a eletrodos na região torácica e na região do antebraço | 62 |
| Figura 54 – Efeito dos artefatos musculares sobre o complexo QRS quando o paciente se movimenta de forma brusca | 63 |
| Figura 55 – comparativo de exibição do traçado QRS no osciloscópio para alimentação do circuito de aquisição alimentado por bateria e fonte de alimentação | 64 |
| Figura 56 – Ruído introduzido no complexo QRS durante conversão AD a uma taxa de amostragem de $122.882 SPS$ | 65 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|--|----|
| Tabela 1 – Quantitativo de trabalhos encontrados nas principais bases de dados, utilizando termos de busca em português | 20 |
| Tabela 2 – Quantitativo de trabalhos encontrados nas principais bases de dados, utilizando termos de busca em inglês | 20 |
| Tabela 3 – Reações e Potenciais de Meia Célula para alguns materiais; referenciado pelo eletrodo de Hidrogênio | 23 |
| Tabela 4 – Tipos de eletrodos utilizados para alguns tipos de aquisição de biopotenciais | 24 |
| Tabela 5 – Diferentes origens de artefatos quando classificados quanto a natureza . . . | 26 |
| Tabela 6 – Critérios para identificação dos potenciais tardios | 45 |
| Tabela 7 – CMMR's mínimos e típicos do INA129 para diferentes valores de Ganho . . | 47 |
| Tabela 8 – Taxas máximas de amostragem para diferentes valores de <i>averager</i> nos modos de aquisição e frequência de ocorrência da atenuação em -3 dB . . . | 53 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

| | |
|-------|---|
| A/D | Analógico-digital |
| AHA | <i>American Heart Association</i> |
| BPM | Batimentos por minuto |
| CMR | <i>Common Mode Rejection</i> |
| CMRR | <i>Common Mode Rejection Ratio</i> |
| EMG | Eletromiograma |
| ECG | Eletrocardiografia/Eletrocardiograma |
| ECGAR | Eletrocardiografia de Alta Resolução |
| EEG | Eletroencefalograma |
| EOG | Eletroculograma |
| FPB | Filtro passa baixa |
| FPA | Filtro passa alta |
| HAECG | <i>High Amplified Electrocardiography</i> |
| HFE | <i>High Fidelity Electrocardiography</i> |
| HRECG | <i>High Resolution Electrocardiography</i> |
| IAM | Infarto Agudo do Miocárdio |
| IBGE | Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística |
| LP | <i>Late Potentials</i> |
| OMS | Organização Mundial de Saúde |
| PNS | Pesquisa Nacional de Saúde |
| PTAV | Potenciais Tardios de Ativação Ventricular |
| RLD | <i>Right Leg Drive</i> |
| SAECG | <i>Signal Averaged Electrocardiogram</i> |
| S/H | <i>Sample and Hold</i> |

| | |
|-----|------------------------------------|
| SPI | <i>Serial Peripheral Interface</i> |
| SPS | <i>Samples per Second</i> |
| USB | <i>Universal Serial Bus</i> |
| WCT | Terminal Central de Wilson |
| WHO | <i>World Health Organization</i> |

LISTA DE SÍMBOLOS

| | |
|------------|--|
| V_M | Vetor Magnitude |
| QRS | Despolarização Ventricular |
| V_1 | Derivação precordial com eletrodo posicionado no 4° Espaço Intercostal Direito, próximo à borda esternal direita |
| V_2 | Derivação precordial com eletrodo posicionado no 4° Espaço Intercostal Esquerdo, próximo à borda esternal esquerda |
| V_3 | Derivação precordial com eletrodo posicionado à meia distância entre V_2 e V_4 |
| V_4 | Derivação precordial com eletrodo posicionado no 5° Espaço Intercostal Esquerdo, na linha hemiclavicular |
| V_5 | Derivação precordial com eletrodo posicionado no mesmo nível de V_4 , na linha axilar anterior |
| V_6 | Derivação precordial com eletrodo posicionado no mesmo nível de V_4 , na linha axilar média |
| aV_L | Derivação aumentada com eletrodo posicionado no braço esquerdo |
| aV_R | Derivação aumentada com eletrodo posicionado no braço direito |
| aV_F | Derivação aumentada com eletrodo posicionado na perna esquerda |
| C_{body} | Capacitância entre o paciente e o terra |
| C_{pow} | Capacitância entre a alimentação da rede e o paciente |
| C_{sup} | Capacitância entre a alimentação da rede e o comum do amplificador |
| C_{iso} | Capacitância entre o comum do amplificador e o terra |
| C_{ca} | Capacitância de acoplamento entre a alimentação da rede e o positivo do amplificador de instrumentação |
| C_{cb} | Capacitância de acoplamento entre a alimentação da rede e o negativo do amplificador de instrumentação |
| V_{cm} | Diferença entre o potencial médio do corpo e o potencial comum do amplificador |

| | |
|------------|--|
| <i>EGT</i> | Potencial no terminal de Goldberger |
| FQRSd | Corresponde à duração do complexo QRS filtrado |
| LAS40 | Tensão RMS dos últimos 40 <i>ms</i> do complexo QRS |
| RMS40 | A duração dos potenciais na região terminal da ativação ventricular abaixo de 40 μV |

SUMÁRIO

| | | |
|------------|---|-----------|
| 1 | INTRODUÇÃO | 15 |
| 1.1 | Objetivos | 17 |
| 1.1.1 | Objetivos Específicos | 17 |
| 1.2 | Estrutura da Dissertação | 17 |
| 2 | REVISÃO BIBLIOGRÁFICA | 19 |
| 2.1 | Revisão Sistemática | 21 |
| 3 | FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA | 23 |
| 3.1 | Sistema de Aquisição | 23 |
| 3.1.1 | Sensores | 24 |
| 3.1.2 | Amplificadores de Instrumentação e Filtros | 26 |
| 3.1.3 | Conversores A/D | 29 |
| 3.2 | Conceitos Básicos de Ativação do Coração | 30 |
| 3.3 | Sistemas de Derivações | 31 |
| 3.4 | Signal Averaged | 43 |
| 4 | METODOLOGIA | 47 |
| 4.1 | Amplificadores de Instrumentação | 47 |
| 4.2 | O Conversor ADS1258 | 52 |
| 4.3 | Placas de Desenvolvimento: ADS1258EVM e MMB0 | 54 |
| 5 | RESULTADOS | 57 |
| 6 | DISCUSSÃO | 63 |
| 7 | CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS | 67 |
| 7.1 | Trabalhos Futuros | 68 |
| | REFERÊNCIAS | 69 |

1 INTRODUÇÃO

A Organização Mundial de Saúde (OMS) estima que, mundialmente, as mortes crescerão para 24,2 milhões em 2030 devido a doenças cardiovasculares (WHO, 2015). A nível de Brasil, a Pesquisa Nacional de Saúde¹ (PNS) revelou que as doenças cardiovasculares são a principal causa de morte no Brasil, e que 6,1 milhões de pessoas de 18 anos ou mais de idade foram diagnosticadas com alguma doença do coração. Constatou-se também, que os maiores custos de internações hospitalares são gerados pelas doenças cardiovasculares (IBGE, 2014).

O estudo sobre a atividade elétrica do coração não é recente. Desde o trabalho de Waller (1887), que realizou o primeiro registro de Eletrocardiografia (ECG) de humanos (SYKES, 1987; MACFARLANE et al., 2010), o ECG, tem se demonstrado um exame robusto com diversas aplicações. Cita-se, desde o diagnóstico de alterações estruturais e funcionais, a determinação da presença e gravidade da isquemia miocárdica aguda, além de indicar áreas e vias de taquiarritmias, e permitir opções terapêuticas para pacientes com insuficiência cardíaca (LILLY, 2012; BARBOSA, 2003).

Convencionalmente o ECG é registrado em papel quadriculado de 1mm^2 , que se desloca sob uma agulha a velocidade de $(25\text{mm}/\text{s})$ (REIS et al., 2013; GOLDBERGER, 2012). Em 1952, ocorreu uma das primeiras tentativas de visualização com aumento de escala dos detalhes do traçado do ECG. A técnica recebeu o nome de HFE (*High Fidelity Electrocardiography*) ou **Eletrocardiografia de Alta Fidelidade** (LANGNER, 1952) e, consistiu no aumento da velocidade de deslocamento do papel, que passou de $(25\text{mm}/\text{s})$ para $(300\text{mm}/\text{s})$, direcionando Langner a concluir que as derivações precordiais apresentavam entalhes que não poderiam ser observados no ECG convencional.

Aplicando o conceito da alta fidelidade, Langner e Lauer (1966), na tentativa de validar o sistema proposto, compararam dois grupos de 100 voluntários. O primeiro, consistia de indivíduos saudáveis, e o segundo, com os que já haviam sofrido Infarto Agudo do Miocárdio (IAM). O grupo pós-IAM, foi submetido ao ECG convencional, destes, 20 não apresentaram anormalidade no ECG após o período de recuperação. Entretanto, dentre esses 20, quando submetidos a HFE, 15 apresentaram deflexões de baixa e de alta frequência no complexo QRS a partir das derivações padrão (aV_L , aV_R , aV_F , e $V_{1,2,3,4,5,6}$). Este resultado, consolidou a hipótese que os ECG's convencionais não eram capazes de revelar todos os detalhes possíveis da atividade elétrica do coração e, que esses detalhes, estariam associados à presença de doenças coronarianas.

A **Técnica de Média de Sinal**² (*Signal Averaged*), foi desenvolvida com intuito de

¹ É uma pesquisa de base domiciliar realizada em parceria com o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE)

² Alguns autores costumam traduzir *Signal Averaged* como: Média Coerente ou Promediação (BARBOSA, 2003; GUIMARÃES; MOFFA; UCHIDA, 2003)

remover o ruído de sinal, mediante a soma sucessiva de diferentes amostras do mesmo sinal, estatisticamente independentes (KAISER; KNIGHT, 1979). As primeiras aplicações dessa técnica em sinais biomédicos foram utilizadas por Dawson (1947) em exames de encefalografia. Em eletrocardiografia, a primeira publicação ocorreu em 1963 na tentativa de separação do ECG do feto, da contaminação do ECG da mãe (HON; LEE, 1963 apud HON; LEE, 1964). Em 1973, a técnica foi aplicada em cães, utilizando ECG de duas derivações para visualização dos potenciais do **Feixe de His**. Esses potenciais, foram escolhidos pela característica de nível de tensão inferior (da ordem de μV) quando comparados à despolarização ventricular (complexo QRS) que é da ordem de mV (BERBARI et al., 1973; JARRETT; FLOWERS; JOHN, 1991).

A partir da consolidação da técnica de *Signal Averaged*, várias pesquisas foram direcionadas para que os potenciais do Feixe de His de humanos pudessem ser observáveis. Hishimoto e Sawayama (1975) obtiveram êxito ao conseguir visualizar *blips* a partir de um ECG bipolar³. No ano seguinte, Berbari et al. (1976) decidiram combinar a técnica com variação de ganho dos amplificadores, utilizando a topologia de três derivações bipolares⁴ captadas de forma serial e, denominou de HAECG (*High Amplified Electrocardiography*).

A nomenclatura HRECG (*High Resolution Electrocardiography*) ou ECGAR (**Eletrocardiografia de Alta Resolução**) só foi introduzida na literatura a partir do trabalho de MACGREGOR, ROZANSKI e CASTELLANOS (1980), nele foram usadas as derivações precordiais: $V_{1,2,6}$ e, apesar de ter utilizado um novo vocabulário para seu sistema de aquisição, não apresentou mudanças significativas quando comparado ao trabalho de Berbari et al. (1976).

O trabalho de Simson (1981b) se tornou um marco na pesquisa no campo da eletrocardiografia, devido a capacidade da detecção dos *Late Potentials* (LP) ou Potenciais Tardios de Ativação Ventricular (PTAV). Nele foram utilizadas diferentes topologias já consolidadas na literatura: (a) a Técnica de *Signal Averaged*, (b) a aquisição do ECG utilizando as derivações de *Frank* (X , Y e Z), (c) um filtro *Butterworth* digital. Entretanto, a novidade estava na utilização das derivações *Frank* para formar o **Vetor Magnitude** (V_M) e aplicar o filtro digital de forma bidirecional. Essa combinação recebeu o nome de *Signal Averaging Electrocardiogram* (Eletrocardiografia de Média de Sinal) (SIMSON, 1981a; SIMSON et al., 1983). Devido a capacidade de detecção dos potenciais nunca observáveis anteriormente em sistemas de eletrocardiografia não invasivos, tornou-se comum a prática nas publicações científicas, o uso do termo **Eletrocardiografia de Alta Resolução** para os sistemas que utilizam a técnica de Simson (1981a) e Simson et al. (1983).

A utilização da eletrocardiografia como prática clínica adotou o sistema de 12 derivações como padrão de exame. Portanto, utiliza-se a nomenclatura *Eletrocardiograma* quando se faz referência a sistemas de aquisição que utilizam as derivações 12 derivações (*I*, *II*, *III*,

³ Uma derivação no 4 Espaço Intercostal e a outra na Linha Média

⁴ Derivação₁: na face anterior e posterior na linha axilar média; Derivação₂: no ápice superior e na área peitoral direita; Derivação₃: na linha axilar média do lado esquerdo e do lado direito

aV_L , aV_R , aV_F , e $V_{1,2,3,4,5,6}$) ou parte delas e, *Eletrocardiografia* para designar os demais (GOLDBERGER, 2012; CARNEIRO, 1989). Neste trabalho, o desenvolvimento concentra-se nas técnicas de instrumentação para eletrocardiograma, utilizando o número mínimo de componentes e processamento possível do sinal e, que disponibilize a resolução máxima disponível do traçado.

1.1 Objetivos

Este trabalho compreende o desenvolvimento de um sistema para aquisição de eletrocardiografia de alta resolução, utilizando técnicas de conversão Analógico-Digital (A/D) $\Delta\Sigma$ de 24 *bits*.

1.1.1 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos deste trabalho estão listados a seguir:

- Configurar um sistema de conversão de alta resolução A/D de 24 *bits* para aquisição de sinais de eletrocardiografia.
- Aplicar as técnicas de supressão de ruído no sistema de aquisição.
- Utilizar um sistema de comunicação serial de alta velocidade entre o conversor A/D e um computador pessoal para transmissão dos dados.
- Apresentar o resultado do monitoramento e armazenamento dos dados através de uma plataforma de *Software*.

1.2 Estrutura da Dissertação

Este trabalho está organizado em 7 (sete) capítulos. Neste Capítulo introdutório estão expostas as motivações e uma breve contextualização histórica, que levaram ao desenvolvimento do trabalho, assim como os objetivos.

No capítulo 2 são expostos os quantitativos de trabalhos publicados nas principais bases de dados científicas sobre o tema estudado.

No Capítulo 3 são apresentadas fundamentações teóricas sobre aquisição de eletrocardiograma e o funcionamento do coração.

No Capítulo 4 é realizada uma apresentação dos principais conceitos, relacionados a plataforma de desenvolvimento, necessários ao entendimento do protótipo desenvolvido neste trabalho.

No Capítulo 5 são apresentados os resultados referentes ao sistema de aquisição e a plataforma de avaliação, apresentados nos capítulos 3 e 4 respectivamente.

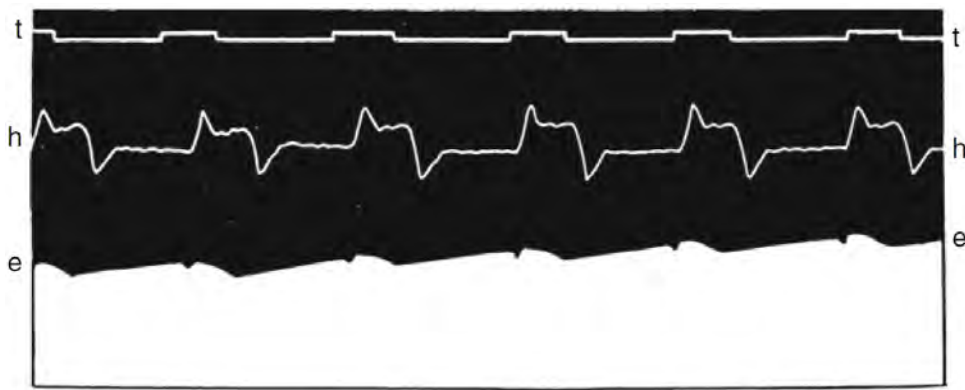
No Capítulo 6 são realizadas as discussões a partir dos resultados apresentados.

No capítulo 7, as conclusões e as sugestões de trabalhos futuros.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O trabalho pioneiro em eletrocardiografia desenvolvido por WALLER utilizou o **Eletrômetro de Lippmann**, que faz o registro do movimento de mercúrio, a partir das conexões com a face anterior e posterior da região peitoral, ilustrado no traçado da Figura 1. Onde t representa o intervalo de tempo entre os picos do traçado, o simulador de batimentos representado pela onda h e, a onda e representa a atividade elétrica do coração (WALLER, 1887).

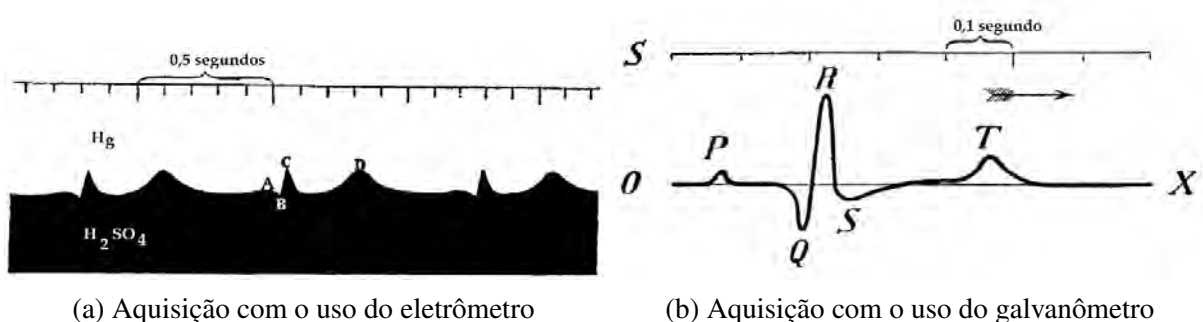
Figura 1 – Primeiro eletrocardiograma realizado em humanos



Fonte: Waller (1887)

Einthoven (1903), inovou o método de aquisição do traçado eletrocardiográfico, a partir da substituição do **Eletrômetro** (Figura 2a) pelo **Galvanômetro de Corda** (Figura 2b).

Figura 2 – Traçado de eletrocardiograma obtido por *Einthoven*



(a) Aquisição com o uso do eletrômetro

(b) Aquisição com o uso do galvanômetro

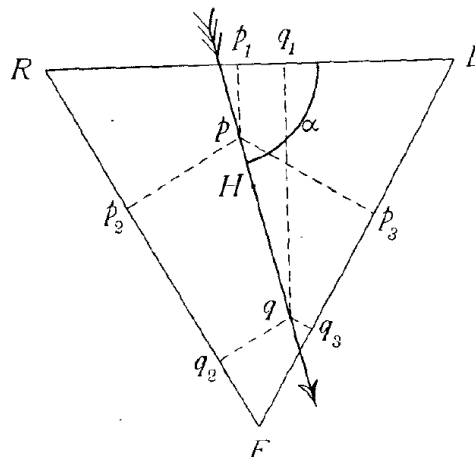
Fonte: adaptado de Einthoven (1903)

Um segundo avanço nos sistemas de aquisição de eletrocardiografia, foi proposto por Einthoven (1908) e, se deu pelo agrupamento das medições em derivações (I, II e III), que se tornaram clássicas e adotadas até os dias atuais. Um exemplo do traçado adquirido está explícito na Figura 3.

Figura 3 – Traçado de eletrocardiograma obtido por *Einthoven* a partir da derivação II

Fonte: Einthoven (1908)

O sistema de derivações foi representado vetorialmente e ficou conhecido como **Triângulo de Einthoven**. Nele também se ilustra a força eletromotriz resultante do coração através do vetor resultante \vec{pq} inclinado de um ângulo α da derivação I. As projeções com relação as derivações I, II e III, são: p_1q_1 , p_2q_2 e p_3q_3 , respectivamente (Figura 4), (EINTHOVEN; FAHR; WAART, 1913).

Figura 4 – Triângulo de *Einthoven*

Fonte: Einthoven, Fahr e Waart (1913)

Os trabalhos de Wilson, Macleod e Barker (1932) e Wilson et al. (1934) são referências pela introdução do conceito de medições *unipolares* e, na busca por um potencial de referência para as aquisições do traçado de eletrocardiografia.

A proposta de Goldberger (1942) de obtenção do vetor cardíaco em sua máxima amplitude, teve grande relevância nos sistemas de eletrocardiografia, conduzindo essa proposta à incorporação ao sistema de aquisição de 12 derivações padrão.

A técnica de Simson (1981b) foi um marco na detecção de potenciais tardios, nunca antes detectáveis em sistemas não invasivos. A relevância dessa proposta foi expressiva a ponto de associar o termo *alta resolução* aos trabalhos que aplicam essa técnica.

2.1 Revisão Sistemática

Foram realizadas buscas nas principais bases de dados de pesquisa científica de julho/2016 a julho/2017. Para os termos de busca em português: Eletrocardiograma, Eletrocardiograma de Alta Resolução, Eletrocardiografia e Eletrocardiografia de Alta Resolução; os resultados estão agrupados na Tabela 1. Para os termos em inglês: *Electrocardiogram*, *High Resolution Electrocardiogram*, *Electrocardiography* e *High Resolution Electrocardiography*; agrupados na Tabela 2.

Tabela 1 – Quantitativo de trabalhos encontrados nas principais bases de dados, utilizando termos de busca em português

| FILTRO DE BUSCA | | TERMO PESQUISADO | | | |
|------------------|--|-------------------|-------------------------------------|--------------------|--------------------------------------|
| | | Eletrocardiograma | Eletrocardiograma de alta resolução | Eletrocardiografia | Eletrocardiografia de alta resolução |
| BDTD | Todos os campos | 431 | 8 | 222 | 6 |
| | Título | 54 | 3 | 22 | 2 |
| | Assunto | 56 | 1 | 159 | 0 |
| Periódicos CAPES | Frase exata em Todos os campos | 639 | 12 | 233 | 6 |
| | Frase exata no Título | 38 | 7 | 26 | 6 |
| | Frase exata em Assunto | 56 | 5 | 94 | 3 |
| PubMed | Qualquer | 0 | 0 | 0 | 0 |
| GoogleAcadêmico | Com todas as palavras em qualquer lugar do texto | 20.800 | 9.590 | 8.210 | 7.420 |
| | Com todas as palavras no título | 20.900 | 30 | 189 | 14 |
| | Com a frase exata em qualquer lugar do texto | 20.900 | 196 | 6.140 | 97 |
| | Com a frase exata no título | 472 | 28 | 189 | 13 |

Fonte: (BDTD, ; CAPES, ; PUBMED, ; GOOGLE ACADÊMICO,)

Tabela 2 – Quantitativo de trabalhos encontrados nas principais bases de dados, utilizando termos de busca em inglês

| FILTRO DE BUSCA | | TERMO PESQUISADO | | | |
|-----------------|--|-------------------|-----------------------------------|---------------------|-------------------------------------|
| | | Electrocardiogram | High resolution electrocardiogram | Electrocardiography | High Resolution Electrocardiography |
| BDTD | Todos os campos | 291 | 3 | 131 | 2 |
| | Título | 1 | 0 | 0 | 0 |
| | Assunto | 33 | 0 | 57 | 0 |
| Periódico CAPES | Frase exata em Todos os campos | 195.545 | 147 | 99.745 | 183 |
| | Frase exata no Título | 7.177 | 15 | 3.173 | 22 |
| | Frase exata em Assunto | 6.838 | 5 | 45.937 | 17 |
| PubMed | Qualquer | 206.523 | 1.369 | 194.689 | 1.254 |
| GoogleAcadêmico | Com todas as palavras em qualquer lugar do texto | 648 | 114.000 | 266.000 | 69.900 |
| | Com todas as palavras no título | 26 | 82 | 9.520 | 162 |
| | Com a frase exata em qualquer lugar do texto | 647 | 620 | 263.000 | 1.070 |
| | Com a frase exata no título | 26 | 65 | 9.520 | 134 |

Fonte: (BDTD, ; CAPES, ; PUBMED, ; GOOGLE ACADÊMICO,)

Para o caso de busca de termos compostos por mais de uma palavra, por exemplo: "Eletrocardiograma de alta resolução" e "Eletrocardiografia de Alta Resolução", as bases PUBMED e BDTD não revelam se o método de busca utilizado concatena os termos com a função lógica "E" (*and*), que seria o equivalente a busca por ("Eletrocardiograma *and* de *and* alta *and* resolução", "Eletrocardiografia *and* de *and* alta *and* resolução"), ou se a concatenação ocorre utilizando a função lógica "OU" (*or*), que seria o equivalente a buscar ("Eletrocardiograma *or* de *or* alta *or* resolução", "Eletrocardiografia *or* de *or* alta *or* resolução"). Todavia, comparando-se o número de publicações para as colunas 5 e 6 para essas bases de dados citadas, nas Tabelas 1 e 2, percebe-se que o número de publicações é bem inferior quando se utilizam os termos compostos, concluindo que essas bases de dados concatenam os termos com a função lógica

"E" (*and*), sendo equivalente a opção "frase exata" presente em outras bases de dados. A mesma analogia pode ser aplicada para os termos em inglês.

Utilizando os termos para a busca: "Eletrocardiograma", "Eletrocardiografia", "*Electrocardiogram*" e "*Electrocardiography*", grande parte das publicações apresentavam ECG adquiridos em animais, condutas clínicas associadas ao ECG e, as técnicas cirúrgicas, todas essas estão fora do escopo desse trabalho e, por isso, foram desconsideradas. O mesmo ocorreu quando se utilizou os termos compostos ("Eletrocardiograma de alta resolução", "Eletrocardiografia de alta resolução", "*High resolution electrocardiogram*" e "*High Resolution Electrocardiography*"), na base de dados do GOOGLE ACADÊMICO, aplicando o critério de **Com todas as palavras em qualquer lugar do texto**, pois, nessa categoria aplica-se a função lógica "OU" (*or*) em todas as palavras do termo em pesquisa.

As pesquisas para os termos: "Eletrocardiograma de alta resolução", "Eletrocardiografia de Alta Resolução", "*High Resolution Electrocardiogram*" e "*High Resolution Electrocardiography*", retornaram em sua maioria, publicações relacionadas ao processamento aplicado à técnica de Simson (1981a) e Simson et al. (1983) de *signal averaged*, ambas não relacionadas com a proposta desse trabalho.

As propostas de Balotin et al. (2012) e Silva (2009), foram úteis pela tentativa de aquisição de um sinal de eletrocardiografia de alta resolução a partir das derivações padrão.

Os termos em português quando pesquisados na base de dados da PUBMED não retornaram nenhum trabalho publicado. O que era esperado, já que os trabalhos disponíveis nesse banco de dados estão apenas em inglês.

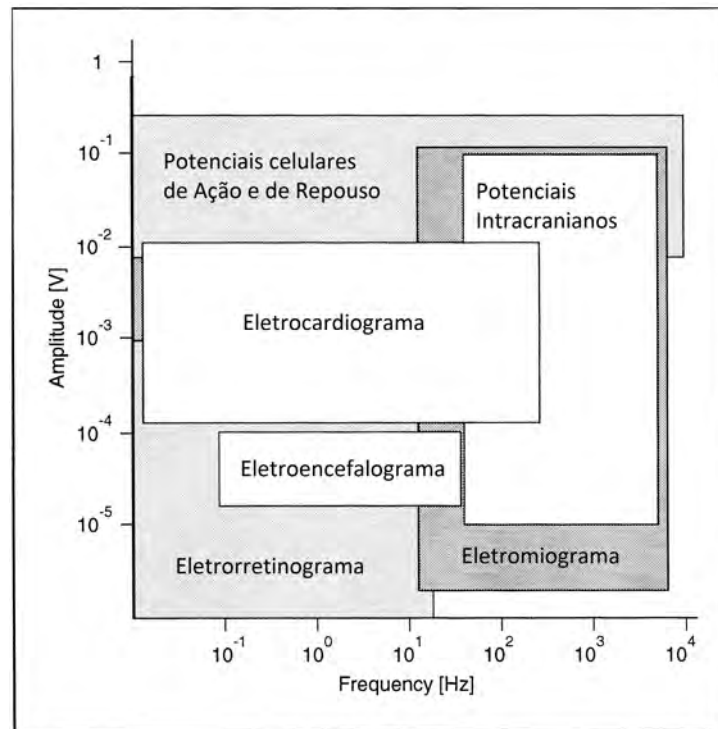
Após a aplicação de todos os critérios acima descritos, foram encontrados vinte trabalhos científicos para o desenvolvimento dessa pesquisa.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Os sinais biológicos (biopotenciais ou biosinais), por natureza, apresentam baixa amplitude e por isso, podem ser facilmente contaminados por ruídos e interferências diversas. Os amplificadores desempenham um papel fundamental no incremento dessa amplitude, permitindo um processamento eficiente no tratamento desses sinais.

Devido a natureza anatômica e fisiológica específica dentre os órgãos do corpo humano, os biopotenciais se diferenciam em nível de tensão e faixa de frequência. A Figura 5 ilustra faixas de amplitude e de espectro de frequências para alguns biopotenciais. Os níveis de tensão variam de $10^{-6}V$ até $0.5V$ e, as frequências podem atingir valores de $10kHz$.

Figura 5 – Níveis de tensão e bandas de frequência de alguns biopotenciais.

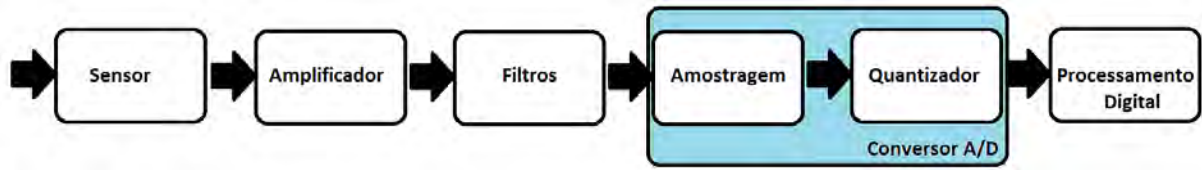


Fonte: Adaptado de Bronzino (1999)

3.1 Sistema de Aquisição

De um modo geral um sistema de aquisição pode ser representado por um diagrama de blocos composto de sensores, amplificadores, filtros, conversores Analógicos Digitais (A/D) e processadores digitais, figura 6. A natureza do biosinal está relacionada com o tipo de grandeza a ser medida, usualmente, mede-se pressão, movimento, temperatura, tensão ou corrente.

Figura 6 – Diagrama de blocos de um sistema de aquisição genérico



Fonte: Adaptado de Bronzino (1999)

3.1.1 Sensores

Os sensores são os responsáveis pela interface entre a grandeza a ser medida e o sistema de medição, para o caso dos biopotenciais, os eletrodos desempenham essa função. A passagem da corrente elétrica pelos eletrodos se dá pela ocorrência de uma reação de oxidação-redução, que se estabelece quando o material condutor dos eletrodos entra em contato com uma solução iônica do corpo (para o caso dos sinais de eletrocardiografia a solução iônica é a pele). A interação entre o metal e a solução iônica, produz uma alteração na concentração de íons na área de atuação do eletrodo. Como resultado do desbalanceamento elétrico nessa região, estabelece-se uma diferença de potencial, conhecida como potencial de meia célula (*Half-Cell Potentials*) (WEBSTER, 2009, tradução nossa). Devido a impossibilidade de medição do potencial de meia célula de forma isolada para cada material, estes potenciais são medidos em referência a um eletrodo de potencial conhecido, o eletrodo de Hidrogênio (Tabela 3).

Tabela 3 – Reações e Potenciais de Meia Célula para alguns materiais; referenciado pelo eletrodo de Hidrogênio

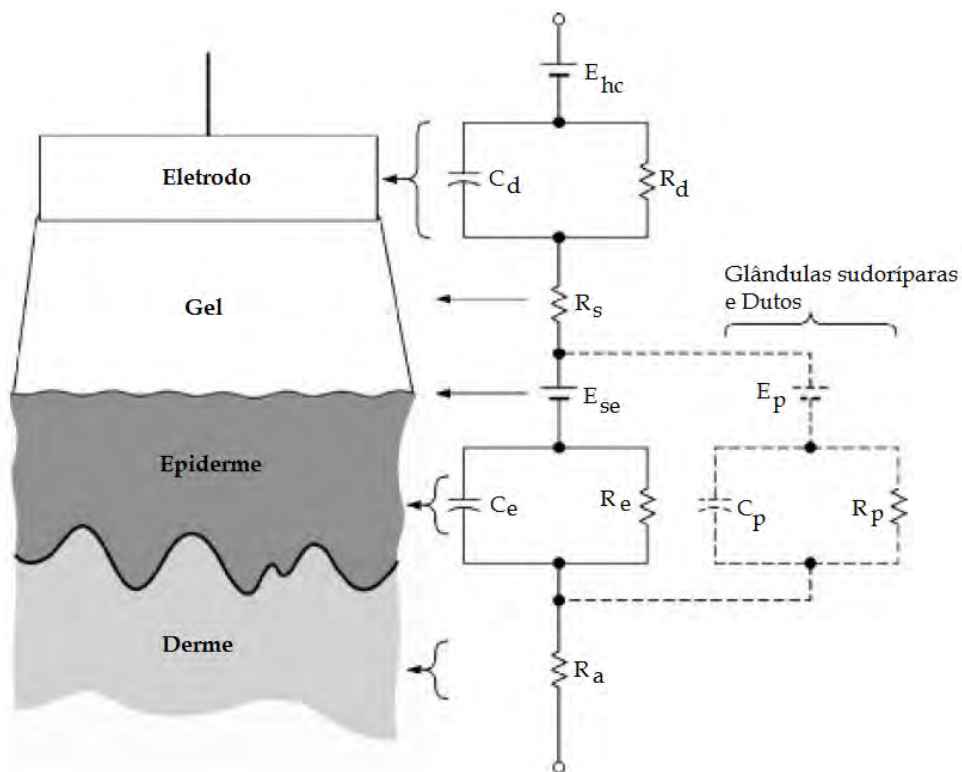
| Metal e Reação | Potencial E° (V) |
|---|---------------------------|
| $Al \rightarrow Al^{3+} + 3e^{-}$ | -1.706 |
| $Zn \rightarrow Zn^{2+} + 2e^{-}$ | -0.763 |
| $Cr \rightarrow Cr^{3+} + 3e^{-}$ | -0.744 |
| $Fe \rightarrow Fe^{2+} + 2e^{-}$ | -0.409 |
| $Cd \rightarrow Cd^{2+} + 2e^{-}$ | -0.401 |
| $Ni \rightarrow Ni^{2+} + 2e^{-}$ | -0.230 |
| $Pb \rightarrow Pb^{2+} + 2e^{-}$ | -0.126 |
| $H_2 \rightarrow 2H^{+} + 2e^{-}$ | 0.000 Por definição |
| $Ag + Cl^{-} \rightarrow AgCl + e^{-}$ | +0.223 |
| $2Hg + 2Cl^{-} \rightarrow Hg_2Cl_2 + 2e^{-}$ | +0.268 |
| $Cu \rightarrow Cu^{2+} + 2e^{-}$ | +0.340 |
| $Cu \rightarrow Cu^{+} + e^{-}$ | +0.522 |
| $Ag \rightarrow Ag^{+} + e^{-}$ | +0.799 |
| $Au \rightarrow Au^{3+} + 3e^{-}$ | +1.420 |
| $Au \rightarrow Au^{+} + e^{-}$ | +1.680 |

Fonte: Adaptado de Webster (2009)

Em geral os eletrodos apresentam característica não linear em função da densidade de corrente que atravessa a superfície de medição. Para biopotenciais senoidais é possível

estabelecer um circuito elétrico equivalente que represente o comportamento dos eletrodos. No circuito apresentado na Figura 7, a componente capacitiva do circuito é resultante da interface eletrodo-eletrólito e, com isso, o comportamento do eletrodo é alterado para diferentes valores de frequência. Para altas frequências, onde $1/\omega C \ll R_d$, a impedância de C_d é praticamente zero, portanto a impedância equivalente será igual a R_s . Para baixas frequências, onde $1/\omega C \gg R_d$, C_d tem impedância muito elevada, o que resulta em uma impedância equivalente de $R_s + R_d$. E_{hc} representa o potencial de meia célula. A epiderme também pode ser representada por um circuito RC paralelo, sendo E_{se} como a diferença de potencial iônica, $C_e R_e$ a impedância equivalente. Nessa camada para cada 1cm^2 , a impedância equivalente reduz de $200\text{k}\Omega$ a 1Hz para 200Ω a 1MHz (WEBSTER, 2009).

Figura 7 – Circuito equivalente para um eletrodo conectado a pele



Fonte: Adaptado de Webster (2009)

Os eletrodos são classificados em polarizáveis ou não. Em condições ideais, os eletrodos polarizáveis são aqueles que bloqueiam a passagem de cargas pela interface eletrodo-eletrólito quando submetidos a aplicação de corrente, se assemelhando a circulação de corrente no interior de um capacitor. Para que se alcance essa característica, é necessário o emprego de materiais nobres na construção do eletrodo. Já os não polarizáveis, são os que permitem a passagem livre de cargas elétricas através da interface eletrodo-eletrólito. A Tabela 4 expõe os tipos de eletrodos utilizados para os principais sistemas de aquisição de biopotenciais. Para o monitoramento da atividade cardíaca, em geral, se usa eletrodos de prata/cloreto de prata (BRONZINO, 1999).

Tabela 4 – Tipos de eletrodos utilizados para alguns tipos de aquisição de biopotenciais

| Aplicação | Biopotencial | Tipo de Eletrodo |
|---------------------------------------|----------------|--|
| Monitoramento Cardíaco | ECG | Ag/AgCl com esponja Ag/AgCl com hidrogel |
| Monitoramento Cardiopulmonar Infantil | ECG impedância | Ag/AgCl com esponja Ag/AgCl com hidrogel Microfilme Elastômero seco |
| Encefalografia | EEG | Ag/AgCl Eletrodo ativo Revestidos a Ouro |
| Diagnóstico de atividade muscular | EMG | Agulha |
| Telemetria invasiva de biopotenciais | ECG | Bobinas de Metais antioxidantes |
| | EMG | Discos de platina |
| Movimento ocular | EOG | Ag/AgCl com hidrogel |

Fonte: Adaptado de Bronzino (1999)

3.1.2 Amplificadores de Instrumentação e Filtros

Utilizando os sistemas de derivações de *Einthoven*, o nível de potencial gerado pela atividade elétrica cardíaca é da ordem de 1 mV e, para que se utilize esses sinais nos sistemas de processamentos e captura habituais, um estágio de amplificação faz-se necessário. Usualmente a medição de biopotenciais é realizada através de dois eletrodos, a diferença de tensão entre eles na entrada do amplificador é designada de sinal diferencial. Todavia, parte da energia do campo eletromagnético, que atravessa o corpo humano, desenvolve uma diferença de potencial entre o corpo e a terra e, esse potencial comum a toda superfície do corpo, também chamado de sinal de modo comum (*common mode signal*), estará presente em ambas as entradas do amplificador. Entretanto, não é interessante que o amplificador eleve o nível desses sinais comuns, mas sim, apenas a diferença presente entre as entradas. A relação entre a capacidade de amplificação dos sinais comuns e, a capacidade de se amplificar apenas a diferença entre os sinais é denominada de **razão de modo de rejeição comum** (*Common Mode Rejection Rate - CMRR*). (BRONZINO, 1999; NAÏT-ALI, 2009; MACFARLANE et al., 2010)

Todavia, além do sinal desejado, presente na entrada dos amplificadores, haverá a presença de ruídos/artefatos de diferentes origens, que poderão mascarar ou alterar a atividade registrada pelo complexo QRS. Rodrigues (1997) categoriza os artefatos, quanto a natureza em: artefatos de origem biológica e artefatos de origem não-biológica, simplificados na Tabela 5.

Rijn, Peper e Grimbergen (1990), representaram em circuito equivalente os artefatos provenientes da rede elétrica em um sistema de aquisição de ECG para a derivação *I* (Figura 8). Na qual, C_{pow} , C_{ca} , C_{cb} e C_{sup} representam as interferências eletromagnéticas dos cabos da

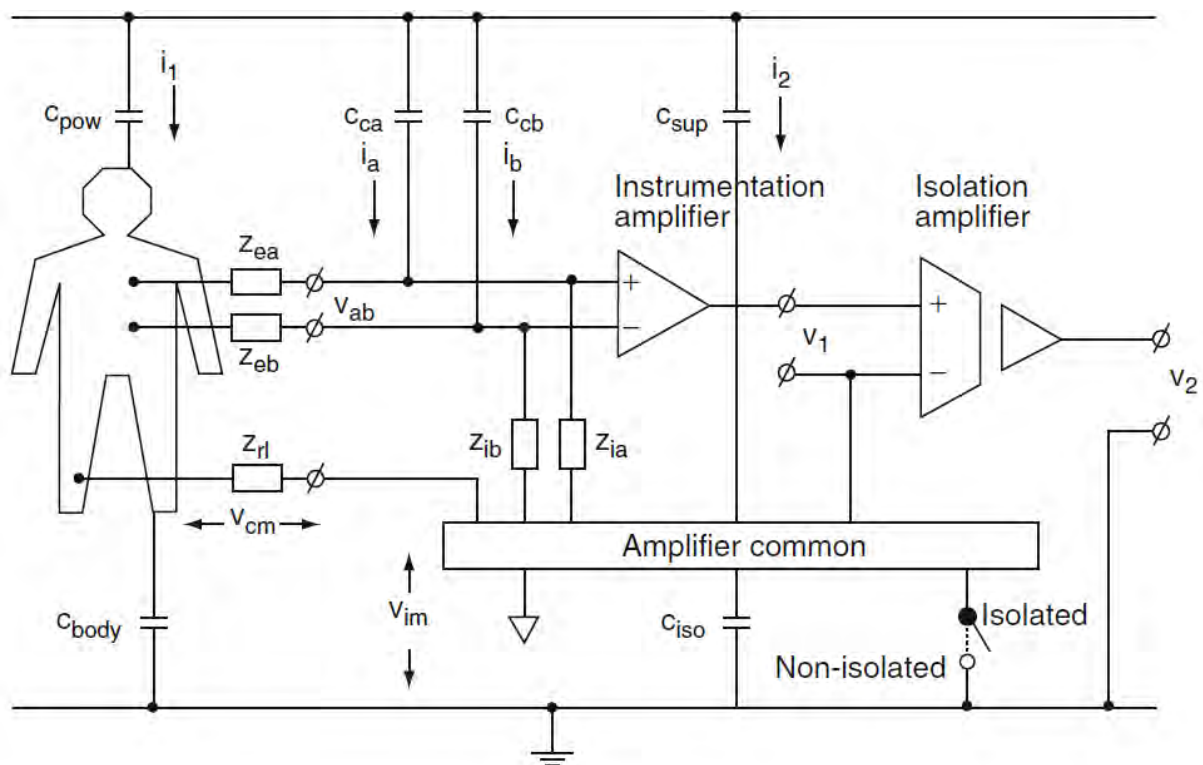
Tabela 5 – Diferentes origens de artefatos quando classificados quanto a natureza

| Origem do Artefato de Natureza Fisiológica | Origem do Artefato de Natureza Não-Fisiológica |
|--|--|
| Atividade Muscular | Fonte de Alimentação |
| Movimento dos Olhos | Indução Eletromagnética |
| Movimento Ventilatório | Mau-contato dos componentes |
| Glosso-Cinéticos | Vibração |
| Tremores | Picos de Alimentação |

Fonte: acervo do autor

rede e fonte de alimentação recebidas pelo paciente. C_{body} e C_{iso} as vias de escoamento para as correntes de fuga. V_{cm} é a diferença entre o potencial médio do corpo e o potencial comum do amplificador. V_{im} é o potencial da referência com relação a terra. I_1, i_a, i_b e i_2 representam as correntes de interferência da rede. Z_{ea} e Z_{eb} representam a impedância de contato entre o eletrodo e a pele, Z_{rl} representa a impedância do sistema de referência. Z_{ib} e Z_{ia} representam a impedância de entrada do amplificador de instrumentação. V_1 representa o sinal não isolado e V_2 o sinal isolado Rijn, Peper e Grimbergen (1990).

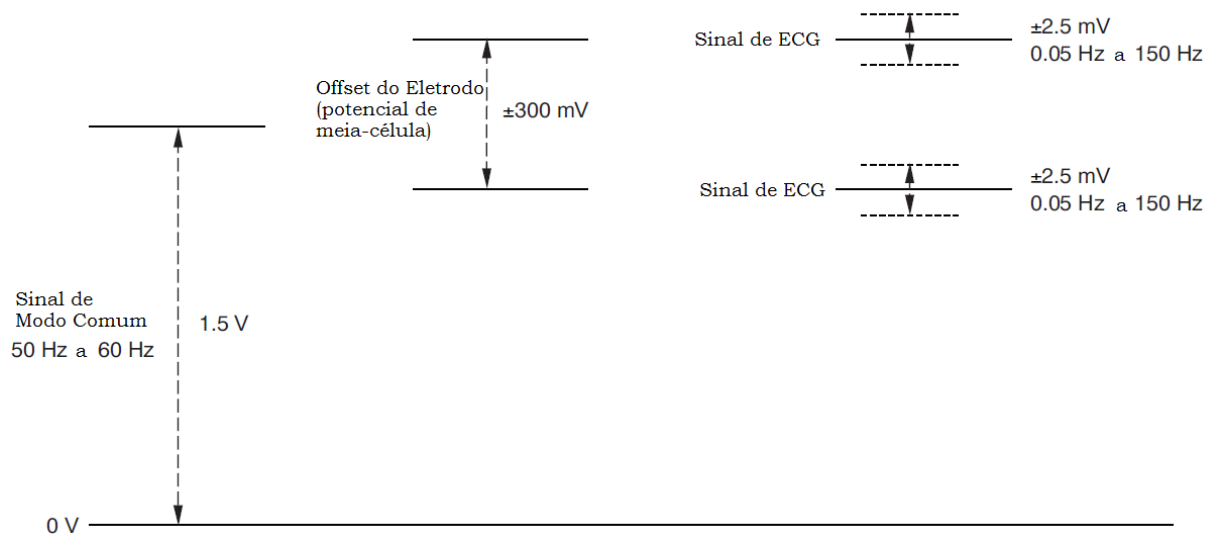
Figura 8 – Circuito elétrico equivalente de aquisição de ECG a partir da derivação I incluindo as fontes de ruído



Fonte: Rijn, Peper e Grimbergen (1990)

De forma simplificada, a Figura 9, expõe os elementos da cadeia de aquisição mais relevantes na alteração do sinal de eletrocardiografia.

Figura 9 – Nível tensão produzidos por alguns artefatos no sistema de aquisição



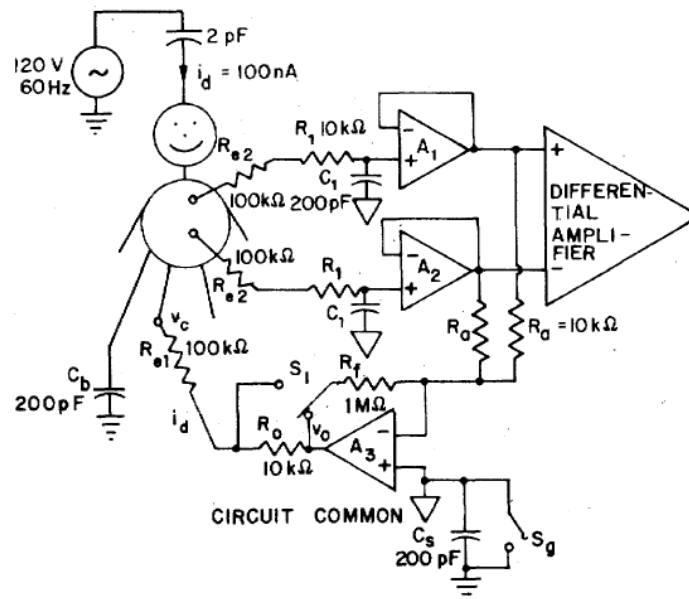
Fonte: adaptado de Soundarapandian e Berarducci (2010)

Portanto, para que se elimine grande parte desses ruídos, é necessário um critério robusto de escolha e projeto dos amplificadores de instrumentação. Bronzino (1999), estabelece um nível mínimo para os amplificadores de 100 dB para redução do ruído da rede elétrica e uma impedância mínima de $10^9 \Omega$ para prevenir que o desbalanceamento de impedância na entrada do sistema de instrumentação afete a CMRR do amplificador. De um modo geral, utilizam-se quatro técnicas para moderar a interferência do ruído:

- Trançamento dos cabos em pares;
- Utilização de cabos com blindagem;
- Circuito de perna direita (*Right-Leg Drive - RLD*);
- Filtros passa-baixa (FPB) e filtros passa-alta (FPA).

O circuito de perna direita, originalmente proposto por Winter e Webster (1983a), consiste na obtenção do sinal de modo comum a partir dos amplificadores de instrumentação e, realizar a inversão do sinal mediante a passagem por um aplicador no modo inversor e, aplicar o sinal invertido no paciente, Figura 10.

Figura 10 – Primeira proposta de circuito de perna



Fonte: Winter e Webster (1983a)

Os filtros passa-baixa são primariamente utilizados para redução dos componentes *DC* resultantes dos potenciais de meia-célula e, também são utilizados para que haja separação, em frequência, do sinal de ECG dos outros biopotenciais presentes no corpo, com o intuito de garantir a reconstrução do sinal após a conversão *A/D*, sem a ocorrência do *aliasing*. A limitação da banda aplicada pelo FPB, garante que o sinal amostrado, não conterà componentes de frequências superiores a metade da taxa de amostragem (JERRI, 1977; WINTER; WEBSTER, 1983b). A Sociedade Americana de Cardiologia (*American Heart Association - AHA*) sugere uma largura de banda mínima de 150 Hz para adultos e, 250 Hz para ECG pediátrico, com uma taxa de amostragem de maior que 500 Hz (KLIGFIELD et al., 2007).

3.1.3 Conversores A/D

O processo de conversão analógico-digital (*A/D*) de um modo geral envolve as seguintes etapas: amostragem, retenção, quantização e codificação. De um modo geral os processos de amostragem e retenção são realizados simultaneamente, num circuito comumente chamado de *Sample and Hold (S/H)* (TAUB; SCHILLING, 1982). Este circuito efetua a amostragem e retêm o sinal analógico durante um tempo suficiente para evitar que as etapas de quantização e codificação sofram variação durante o processo de conversão *A/D*.

Os sinais analógicos diferem dos sinais digitais pelo fato de poderem assumir infinitos valores dentre uma faixa contínua, já os digitais possuem uma quantidade finita de valores. É fácil compreender se considerarmos as amplitudes das amostras de um sinal analógico $v(t)$

estejam compreendidas entre $-V$ e $+V$. Antes de transformar as amplitudes das amostras do sinal analógico em um sinal digital binário, a faixa de operação de $v(t)$ particionada em L subintervalos, definidos como níveis de quantização. Sendo b o número de bits que um conversor A/D opera, então esse dispositivo possui $L = 2^b$ níveis de quantização com b bits de resolução para cada nível (LATHI, 1998; PROAKIS; MANOLAKIS, 1988).

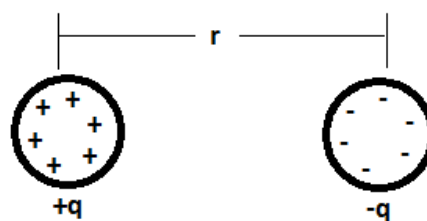
Uma perspectiva diferente é perceber que o valor da amplitude de uma amostra de $v(t)$ será representada por um dos L diferentes números com b bits de resolução. Portanto, a amplitude de cada amostra $v(n)$ deve ser truncada ou arredondada para o nível de quantização mais próximo. Por conseguinte, as amostras $v(n)$ quando quantizadas, estão espaçadas por um intervalo $\Delta = ((+V) - (-V))/L$ também denominado de passo de quantização ou resolução do conversor.

Nesse trabalho foi utilizado o conversor sigma-delta, que consiste de modulador com superamostragem conectado a dois filtros, um digital e, um de decimação. As escolha pela topologia sigma-delta, permite que os ruídos provenientes do processo de digitalização, sejam descolados para fora da banda de frequência de interesse do sinal.

3.2 Conceitos Básicos de Ativação do Coração

Um dipolo pode ser definido como um conjunto formado por duas cargas eletricamente opostas, de mesmo módulo, e separadas a uma distância r , ilustrado na Figura 11 (TIPLER; MOSCA, 2000).

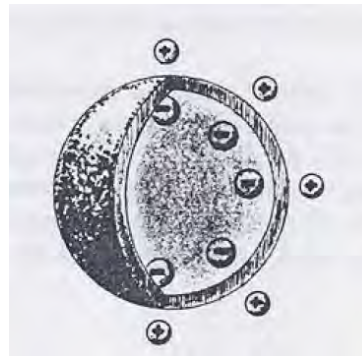
Figura 11 – Representação de um dipolo



Fonte: acervo do autor

Para o caso de células cardíacas em repouso elétrico, a superfície interna terá concentração de carga elétrica negativa quando comparada com a externa, Figura 12. Nesses casos, a alta resistência da membrana dificulta o fluxo de corrente elétrica, promovendo o surgimento de dipolos com orientação perpendicular à membrana. Caso ocorra a presença de um estímulo na superfície da célula, haverá alteração na permeabilidade da membrana e, conseqüentemente, o surgimento de uma corrente para o interior da célula (despolarização). O processo inverso de sentido da corrente é chamado de repolarização (CARNEIRO, 1989).

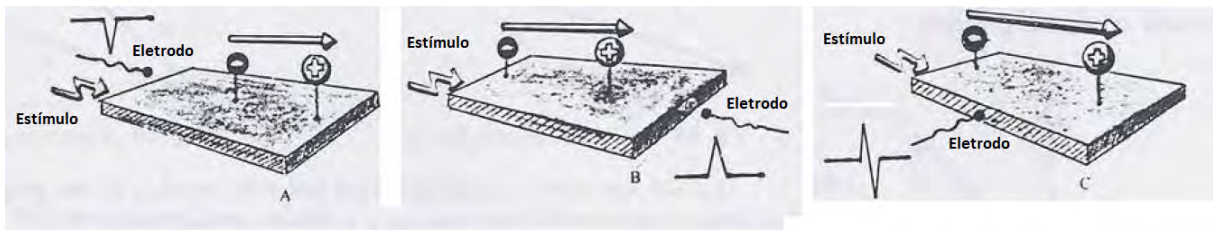
Figura 12 – Célula polarizada



Fonte: (CARNEIRO, 1989)

Os dipolos podem ser representados através de vetores. Portanto, a atividade cardíaca que se configura nos momentos elétricos dos dipolos serão representadas com módulo, direção e sentido. Com eletrodos posicionados em diferentes regiões de um feixe muscular, é possível perceber, para um mesmo estímulo, a diferença no traçado morfológico, conforme a Figura 13 .

Figura 13 – Registro do traçado morfológico a partir de diferentes posições (A, B e C) de instalação de eletrodos



Fonte: adaptado de Carneiro (1989)

De um modo geral, a combinação de múltiplos dipolos, pode representar as fontes elétricas do coração através da distribuição contínua de fluxos de corrente \vec{J}^i de volume ΔV_k em uma região kth , onde \vec{p}_k terá a dimensão de corrente por região, equação 1(MACFARLANE et al., 2010).

$$\vec{p}_k = \int_{\Delta V_k} \vec{J}^i dv \quad (1)$$

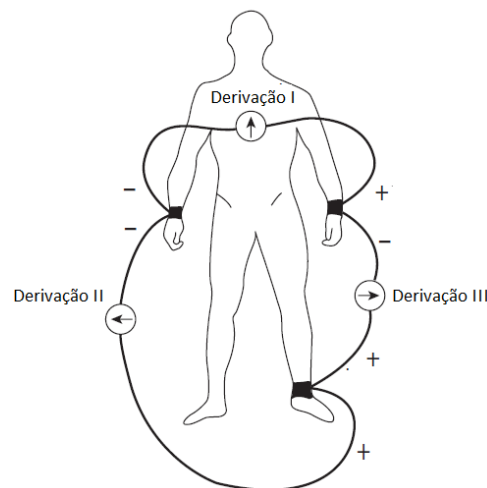
3.3 Sistemas de Derivações

O **eletrocardiógrafo** é o instrumento capaz de registrar a atividade elétrica do coração, a partir de eletrodos sensíveis a potenciais presentes na região torácica. Os pares de eletrodos

que compõem as **derivações** podem ser *unipolares*¹ ou *bipolares*. Para os bipolares a medição é sempre realizada pela subtração dos sinais de um eletrodo positivo e um negativo, mesmo sem se conhecer os potenciais individuais de cada eletrodo. Já nos unipolares, um eletrodo é tido como positivo o outro tido como explorador ou indiferente²(CARNEIRO, 1989).

O sistema bipolar mais difundido, também convencionado como *sistema padrão*, foi proposto por Einthoven, Fahr e Waart (1913). Os eletrodos são dispostos em três derivações. A derivação I é a diferença de potencial entre o braço esquerdo (eletrodo positivo) e o braço direito (eletrodo negativo). A derivação II é a diferença entre a perna esquerda (eletrodo positivo) e braço direito (eletrodo negativo). A derivação III é a diferença entre a perna esquerda (eletrodo positivo) e braço esquerdo (eletrodo negativo) conforme a ilustração na Figura 14.

Figura 14 – Derivações I, II e III, com os respectivos posicionamentos dos eletrodos



Fonte: adaptado de Luna et al. (2012)

Essas derivações(I, II e III) formam um triângulo equilátero, conhecido como triângulo de *Einthoven*, na qual se estabelecem as relações descritas pelas equações³ 2, 3, 4 e, a partir da combinação linear dessas, a equação 5 (EINTHOVEN, 1908).

$$I = E_L - E_R \quad (2)$$

$$II = E_F - E_R \quad (3)$$

¹ Apesar do termo *unipolar* ser amplamente difundido na literatura quando se faz referência às derivações precordiais, tecnicamente o termo é um uso inadequado, uma vez que a diferença de potencial presente em uma derivação é sempre medida a partir de dois pontos (bipolar) (MACFARLANE et al., 2010)

² conectado uma malha de circuito ou um conjunto de pontos

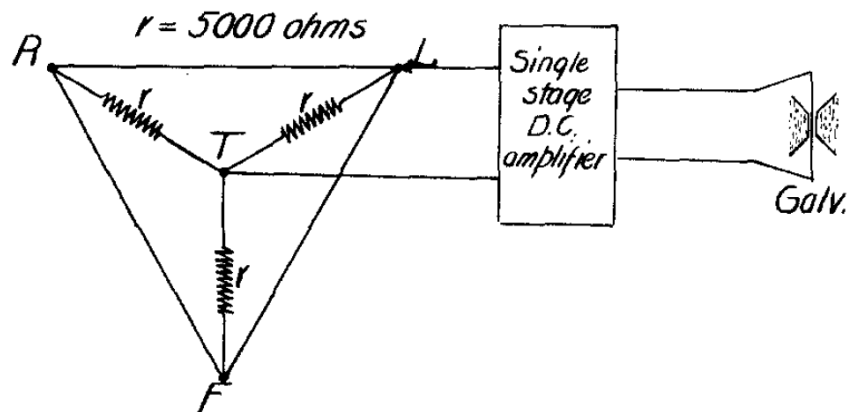
³ E_L : é referente ao potencial do braço esquerdo(*left*), E_R : é referente ao potencial do braço direito(*right*), E_F : é referente ao potencial na perna esquerda(*foot*)

$$III = E_F - E_L \quad (4)$$

$$I + III = II \quad (5)$$

Wilson et al. (1934) introduziu o conceito de eletrodo unipolar. O método consistiu de unir os eletrodos dos braços e da perna esquerda através de uma resistência de 5000Ω . O ponto central dessa união, denomina-se de Terminal Central de Wilson (WCT) e, manterá o potencial constante para um ciclo cardíaco (equação 9).

Figura 15 – Terminal central de Wilson para medição de potenciais precordiais



Fonte: Wilson et al. (1934)

Partindo do pressuposto que os potenciais dos eletrodos poderiam ser representados por V_A , V_B e V_C , WILSON et al. demonstrou que, as correntes seguindo no sentido do eletrodo para a junção, I_A , I_B e I_C , respectivamente, satisfazem as equações 6, 7 e 8 e a soma dessas a 9.

$$V_A - V_T = r \cdot I_A \quad (6)$$

$$V_B - V_T = r \cdot I_B \quad (7)$$

$$V_C - V_T = r \cdot I_C \quad (8)$$

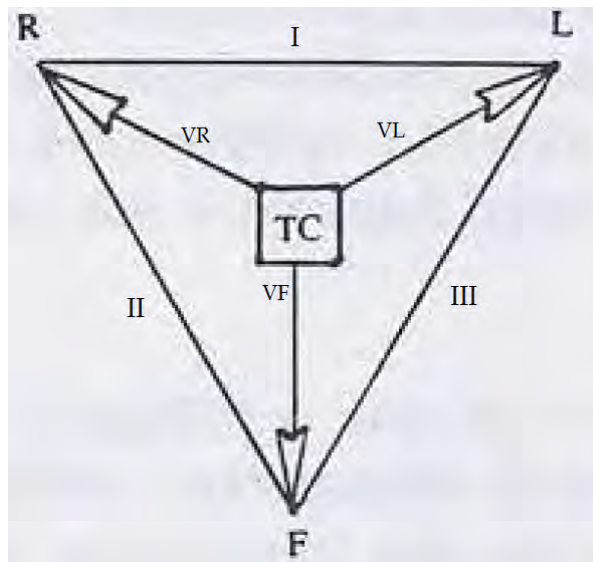
$$(V_A - V_T) + (V_B - V_T) + (V_C - V_T) = r \cdot (I_A + I_B + I_C) \quad (9)$$

Aplicando a Primeira Lei de Kirchhoff's, têm que $I_A + I_B + I_C = 0$, portanto a equação 9 reduz-se a equação 10. Onde V_T , representa o potencial no WCT e pode ser utilizado com terminal de referência para medição de qualquer ponto da superfície corporal.

$$V_T = \frac{1}{3} \cdot (V_A + V_B + V_C) \quad (10)$$

Os potenciais das extremidades: VR, VL e VF, tendo como referência o WCT, possuem amplitude de tensão inferiores quando comparados aos potenciais das derivações bipolares: I, II e III. Esse resultado pode ser justificado pelo comparativo da dimensão vetorial das duas grandezas, ambas estabelecidas na Figura 16.

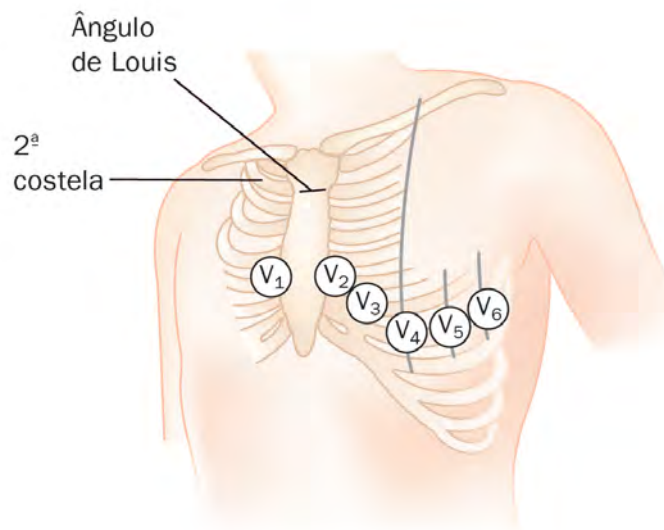
Figura 16 – Ilustração vetorial das medições em referência ao WCT e das derivações bipolares



Fonte: adaptado de Carneiro (1989)

O WCT também é utilizado como eletrodo de referência para a medição dos seis potenciais precordiais definidos pela *American Heart Association* e, ilustrados na Figura 17 (ASSOCIATION et al., 1938).

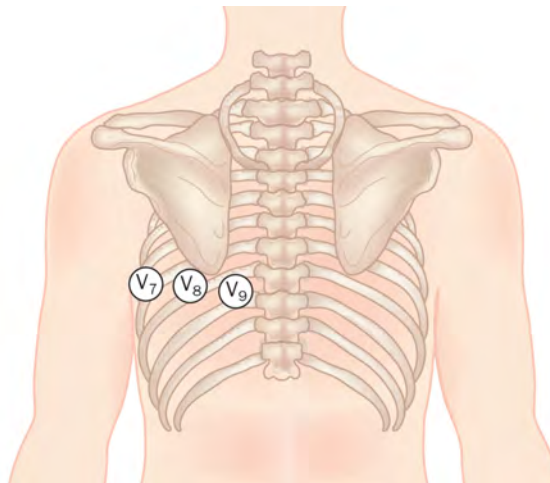
Figura 17 – Derivações precordiais em referência ao WCT



Fonte: Nobre e Junior (2005)

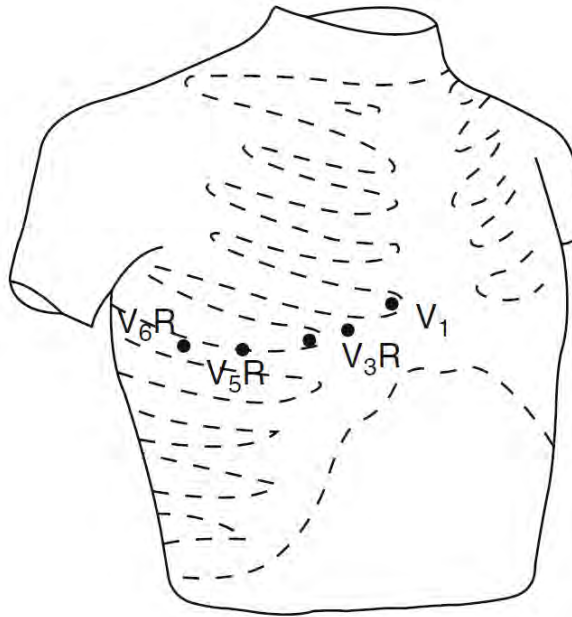
Para os casos onde há suspeita de diagnóstico de infarto do miocárdio de parede inferior, são adquiridas as derivações adicionais V_7 , V_8 e V_9 (Figura 18). Em algumas circunstâncias, pode-se realizar aquisição utilizando as precordiais do lado direito (Figura 19), (MACFARLANE et al., 2010).

Figura 18 – Derivações precordiais posteriores em referência ao WCT



Fonte: Nobre e Junior (2005)

Figura 19 – Derivações precordiais adicionais em referência ao WCT

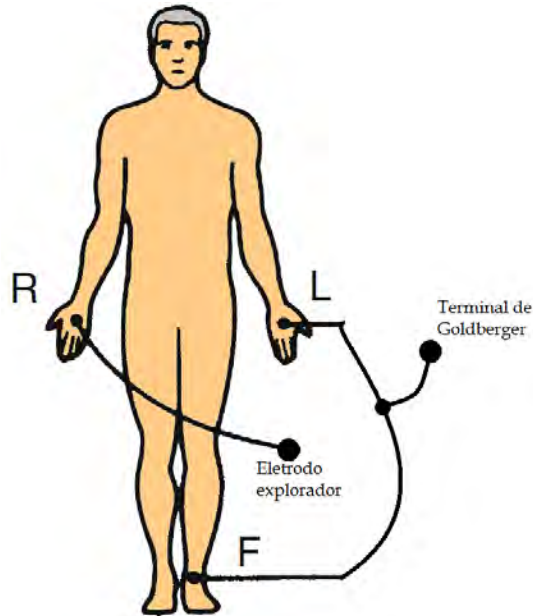


Fonte: Macfarlane et al. (2010)

Na tentativa de aumento da amplitude dos sinais adquiridos com o WCT como referência, Goldberger (1942) modificou o sistema proposto por Wilson et al. (1934). A alteração consiste de quatro etapas e, a ilustração da configuração de aquisição está demonstrada na Figura 20.

- Remover os resistores de 5000Ω ;
- Escolher o membro que se deseja medir o potencial (eletrodo explorador);
- Curto circuitar os dois membros restantes, formando o terminal de Goldberger;
- Medir a diferença de potencial entre o eletrodo explorador e o terminal de Goldberger.

Figura 20 – Sistema de referência de Goldberger, exemplo do braço direito sendo o eletrodo explorador



Fonte: acervo do autor

A proposta de GOLDBERGER ficou denominada de **derivações aumentadas** e, se estabelecem nas equações de 11 a 17, demonstrando que cada derivação de Goldberger, amplifica em uma derivação de Wilson equivalente em uma proporção de $3/2$, (50%) de aumento⁴. Entretanto, as derivações aumentadas ainda são inferiores quando comparadas com as amplitudes adquiridas com as derivações bipolares, (GOLDBERGER, 1942; MACFARLANE et al., 2010; CARNEIRO, 1989).

$$aVR_R = E_R - EGT \quad (11)$$

$$= E_R - \frac{1}{2}(E_L + E_F) \quad (12)$$

$$= \frac{3}{2}E_R - \frac{1}{2}(E_R + E_L + E_F) \quad (13)$$

$$= \frac{3}{2}\left[E_R - \frac{1}{3}(E_R + E_L + E_F)\right] \quad (14)$$

$$= \frac{3}{2}VR \quad (15)$$

$$= 1.5VR \quad (16)$$

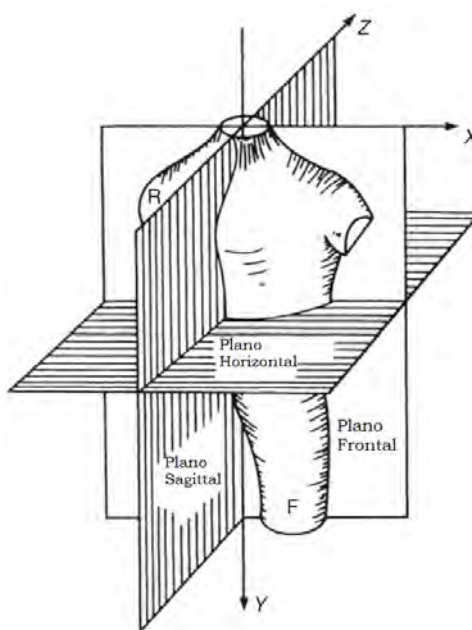
$$= VR + 0.5VR \quad (17)$$

$$(18)$$

⁴ $aVR_R = VR + 0.5VR = VR + 50\%VR$

Diferente da proposta de Einthoven, Fahr e Waart (1913), alguns estudos se concentraram na obtenção de um sistema de derivações, no qual, seria possível observar o vetor momento dipolo resultante da atividade elétrica cardíaca, em três componentes ortogonais. A primeira etapa, consiste na divisão espacial do torso em três planos: **frontal**, **horizontal** e **sagittal**, perpendiculares entre si (Figura 21) e, em seguida, a busca por sistema de derivações, que satisfaça a condição de ortogonalidade.

Figura 21 – Torso dividido em três planos ortogonais



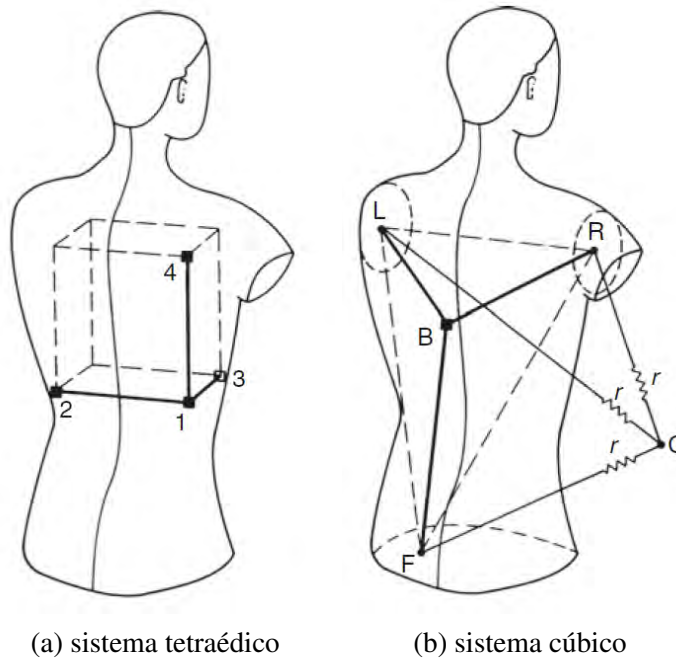
Fonte: adaptado de Macfarlane et al. (2010)

As primeiras propostas de sistemas com derivações ortogonais aconteceram com os trabalhos de Wilson, Johnston e Kossmann (1947) e Grishman, Scherlis e Lasser (1953). *Grishman*, posicionou três pares de eletrodos, que concidiam com os vértices de um cubo projetado na área do torso (Figura 22a), acreditando que a disposição espacial ortogonal dos eletrodos resultaria em uma aquisição ortogonal do sistema de vetores. *Wilson*, posicionou os eletrodos nos braços (esquerdo e direito), na perna esquerda e nas costas e, nesse caso, a derivação I representaria o eixo X , aVF o eixo Y e V_B o eixo Z , Figura 22b.

As aquisições realizadas pelos sistemas de *Grishman* e *Wilson*, revelaram que as projeções não satisfaziam a relação da equação 26, portanto o vetor cardíaco resultante não poderia ser reconstruído a partir das componentes individuais x , y e z , concluindo que a utilização dos eixos anatômicos do torso, como eixos de referência para ortogonalidade, não poderia ser considerada uma proposta válida.

Para que se estabeleça um sistema ortogonal de aquisição, é preciso estabelecer que o potencial em uma derivação ($V_{\text{derivação}}$) seja dado pelo produto escalar do vetor cardíaco (\vec{H}) pelo

Figura 22 – Primeiras propostas de aquisição ortogonal do complexo QRS



Fonte: Macfarlane et al. (2010)

vetor espacial da derivação ($L_{\text{der.}}^{\vec{}}$) (MACFARLANE et al., 2010).

$$V_{\text{derivação}} = \vec{H} \cdot L_{\text{der.}}^{\vec{}} \quad (19)$$

Assumindo $L_{\text{der.}}^{\vec{}}$ paralelo ao eixo x , têm-se que $L_{\text{der.}}^{\vec{}} = (x, 0, 0)$, portanto:

$$V_x = \vec{H}_x \cdot \vec{L}_x \quad (20)$$

Logo, as componentes individuais podem ser escritas por:

$$\vec{H}_x = V_x / \vec{L}_x \quad (21)$$

$$\vec{H}_y = V_x / \vec{L}_y \quad (22)$$

$$\vec{H}_z = V_x / \vec{L}_z \quad (23)$$

Sabe-se que a norma de um vetor v em \mathfrak{R}^3 pode ser expressa pela equação 24 (BOLDRINI et al., 1980):

$$\|v\| = (v_x^2 + v_y^2 + v_z^2)^{1/2} \quad (24)$$

Portanto, a norma do vetor cardíaco pode ser escrita pela equação 25:

$$\|H\| = ((v_x/l_x)^2 + (v_y/l_y)^2 + (v_z/l_z)^2)^{1/2} \quad (25)$$

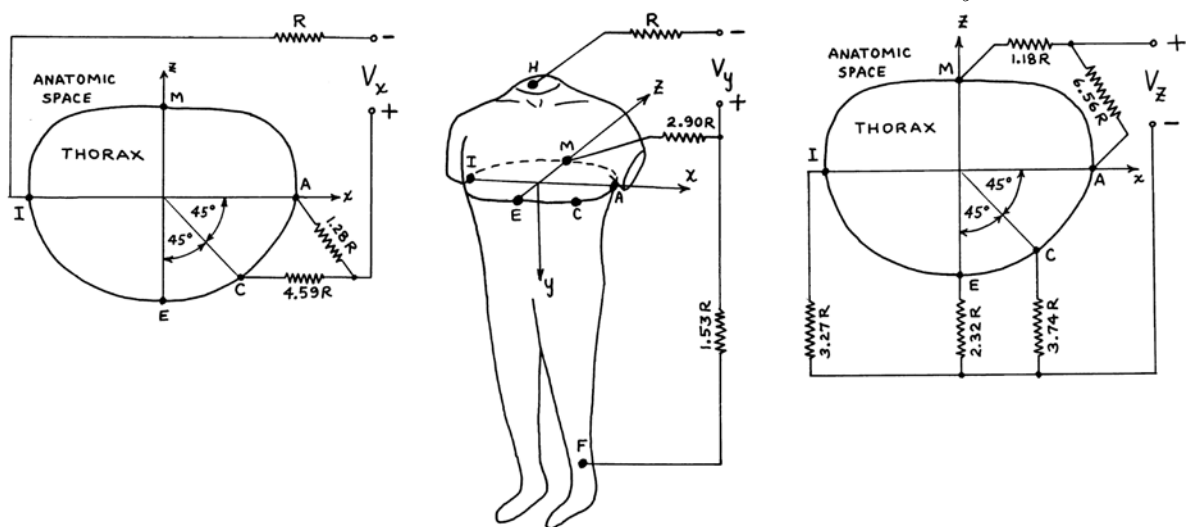
Assumindo que os vetores espaciais das derivações podem ter a mesma dimensão L , ou seja, $L_x = L_y = L_z = L$, a equação 25 pode ser reduzida à equação 26 (MACFARLANE et al., 2010):

$$\|H\| = \frac{1}{l}(v_x^2 + v_y^2 + v_z^2)^{1/2} \quad (26)$$

A equação 26 estabelece a condição necessária para que um sistema de aquisição, decomposto a partir das componentes individuais, seja ortogonal. Nesse sentido, FRANK (1956), propôs o sistema ortogonal mais difundido na literatura, utilizando sete eletrodos, desses, cinco eletrodos posicionados no tórax em nível equivalente ao centro elétrico do coração, um eletrodo na parte de trás do pescoço e, um eletrodo na perna esquerda.

A linha do tórax foi dividida em pontos distados a ângulos de 22.5° (A, B, C, D,...,M) e, os eletrodos posicionados nos pontos A, C, E, I e M. Os sistemas de aquisições para as derivações V_x , V_y e V_z , estão ilustrados na Figura 23.

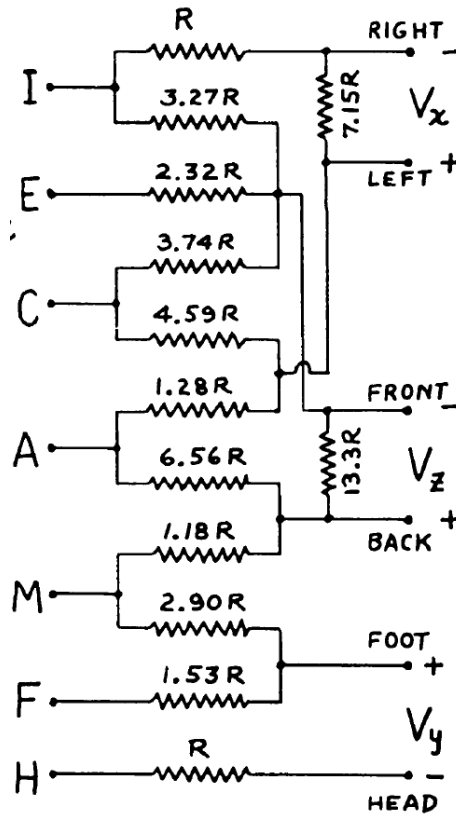
Figura 23 – Proposta de aquisição ortogonal dos vetores V_x , V_y e V_z



Fonte: FRANK (1956)

Devido à variação da magnitude do vetor derivação para cada eixo (em maior grau nas derivações X e Y), FRANK, utilizou dois resistores *shunt* para compensação desse efeito, ambos ilustrados na Figura 24.

Figura 24 – Circuito de aquisição das derivações V_x , V_y e V_z ortogonais



Fonte: FRANK (1956)

A partir da malha do circuito, FRANK estabeleceu através das equações 27, 28 e 29, as contribuições de cada ponto de aquisição (A, C, E, F, H, I, M) às composições de V_x , V_y e V_z .

$$V_x = 0.61V_A + 0.171V_C - 0.781V_I \quad (27)$$

$$V_y = 0.655V_F + 0.345V_M - 1.0V_H \quad (28)$$

$$V_z = 0.133V_A + 0.736V_M - 0.264V_I - 0.374V_E - 0.231V_C \quad (29)$$

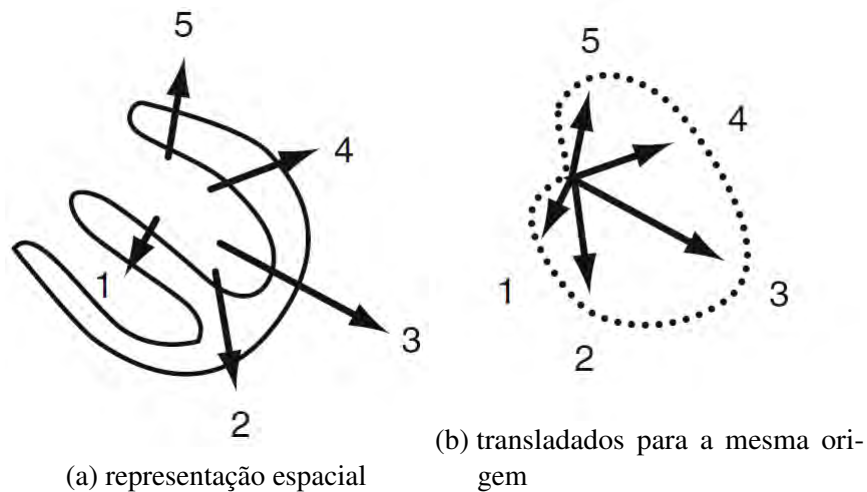
As combinações dos eixos X , Y e Z em pares, compõem os planos **frontal**, **horizontal** e **sagittal**, de forma que:

- O par XY compõem o plano frontal;
- O par XZ compõem o plano horizontal;

- O par ZY compõem o plano sagittal.

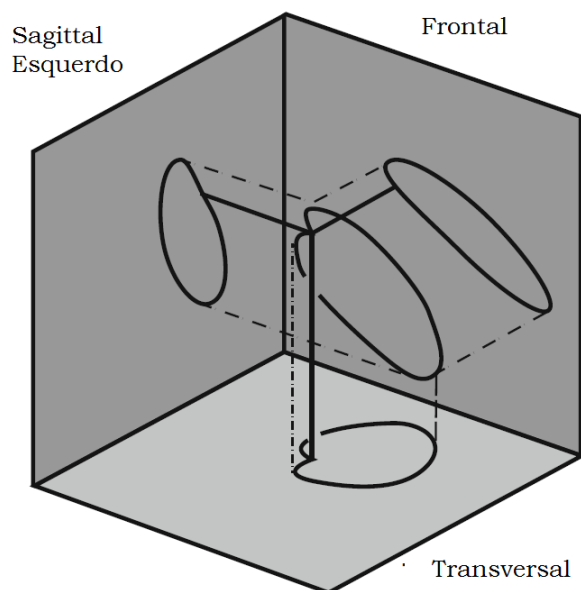
Sendo o vetor cardíaco variante no tempo para cada ciclo do complexo QRS (figura 25), é possível observar a composição desse vetor (**vetorcardiograma**) nos diferentes planos em diferentes instantes de tempo, Figura 26.

Figura 25 – Vetores cardíacos resultantes para diferentes instantes de tempo durante o ciclo repolarização



Fonte: Macfarlane et al. (2010)

Figura 26 – Projeção do vetorcardiograma nos três planos

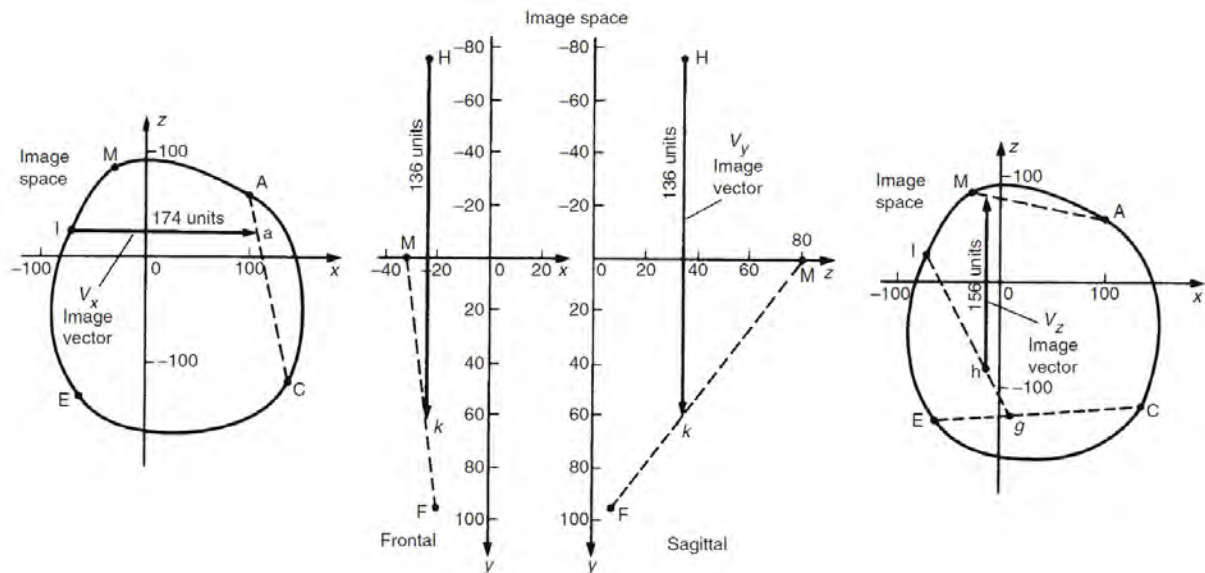


Fonte: adaptado de Macfarlane et al. (2010)

De uma maneira geral, FRANK (1956), estruturou as composições V_x , V_y e V_z em planos e, a partir da associação desses potenciais a vetores \vec{V}_x , \vec{V}_y e \vec{V}_z , estes vetores se encontravam

perpendiculares entre si, consolidando sua hipótese e, se tornando a primeira proposta de um sistema de aquisição ortogonal, Figura 27.

Figura 27 – Projeção das composições de Frank X, Y e Z nos três planos



Fonte: FRANK (1956)

3.4 Signal Averaged

A técnica de *signal averaged* consiste no cálculo da média temporal de sucessivas amostras do mesmo sinal. Para o caso de biosinais, a média temporal se assemelha ao comportamento de um filtro; quando aplicado ao complexo QRS, o objetivo é a separação entre o ruído e o sinal para a detecção de potenciais de baixa amplitude, geralmente presentes no segmento ST do complexo QRS. Entretanto, a técnica só apresenta eficácia se as seguintes condições forem satisfeitas, (SIMSON, 1981b; JARRETT; FLOWERS; JOHN, 1991; GOMES, 1993):

- O sinal precisa ocorrer de forma repetitiva;
- Existência de um ponto de sincronia entre os diferentes ciclos de medida do sinal;
- O ruído deve ser aleatório com uma distribuição *Gaussiana*⁵;
- Os artefatos não podem ocorrer simultaneamente com o sinal.

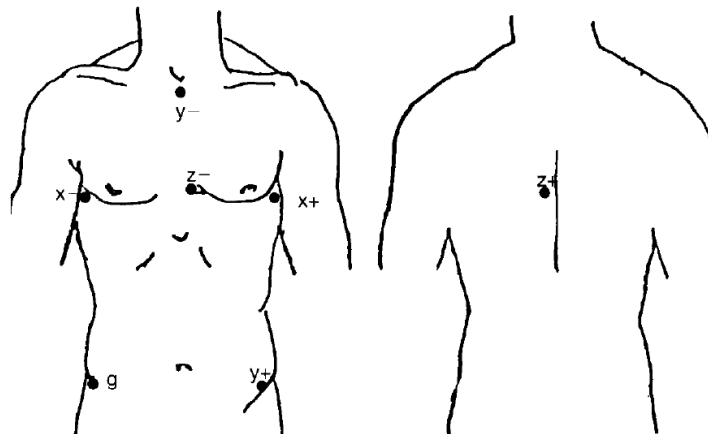
⁵ Para que seja possível a eliminação do ruído de 60 Hz (da rede de alimentação) é necessário que a frequência cardíaca do paciente (batimentos por minuto - bpm) durante o exame não esteja múltipla desse valor

Quando eficaz, o nível de atenuação do ruído após a aplicação técnica será proporcional ao número de médias calculadas, equação 30.

$$\text{atenuação} = \sqrt{n^{\circ} \text{ de médias}} \quad (30)$$

As derivações utilizadas para aplicação da *signal averaged* são modificações das derivações de FRANK. Destacam-se, o eletrodo $Y-$ que passa a ser posicionado na parte da frente do pescoço e, o eletrodo $Y+$ posicionado na crista ilíaca antero-superior, ilustrados na Figura 28.

Figura 28 – Disposição dos eletrodos para aquisição de *signal averaged*



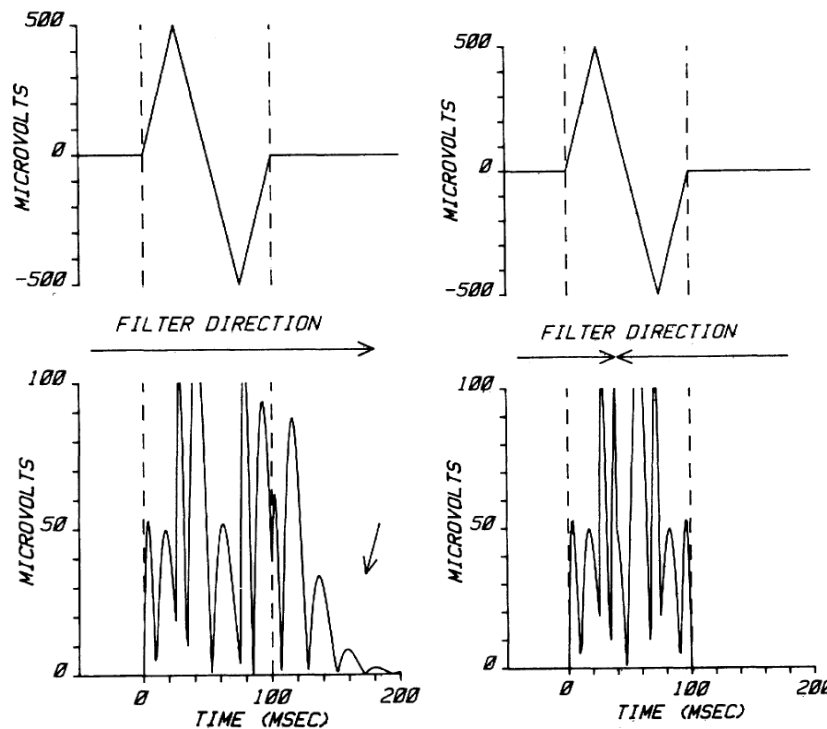
Fonte: Jarrett, Flowers e John (1991)

Os potenciais X , Y e Z , são combinados na equação 31, para composição do **Vetor Magnitude**.

$$V_M = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2} \quad (31)$$

Após a composição do vetor magnitude, o processo de filtragem é realizado por um filtro *Butterworth*. Simson (1981b), percebeu que a aplicação do filtro de forma direta no sinal (Figura 29a), gerava artefatos (*ringing*) na região terminal do complexo QRS e, justificou o fenômeno pela característica do filtro, que se revela em condições de mudanças abruptas do sinal. A solução proposta por SIMSON, foi dividir a aplicação do filtro em duas etapas. A primeira, consistiu em aplicar de forma direta na primeira metade do complexo QRS e, a segunda, aplicar à outra metade com o sinal invertido, Figura 29b.

Figura 29 – Possibilidades de aplicação do filtro *butterworth* e os efeitos no complexo QRS

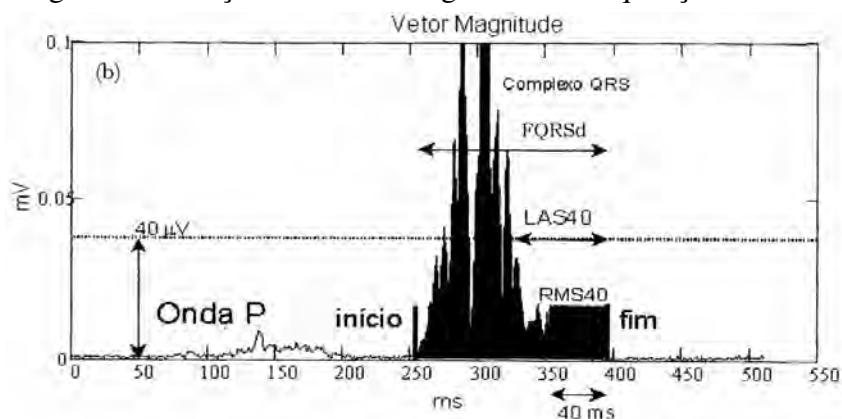


(a) aplicação do *butterworth* de forma direta (b) aplicação do *butterworth* com sinal dividido em duas metades

Fonte: Jarrett, Flowers e John (1991)

Após as etapas de composição do vetor magnitude e filtragem, o traçado do *signal averaged electrocardiogram* - SAECG se assemelha ao representado na Figura 30. Os parâmetros **FQRSd**, **LAS40** e **RMS40** correspondem à duração do complexo QRS filtrado, tensão RMS dos últimos 40 *ms* do complexo QRS e, a duração dos potenciais na região terminal da ativação ventricular abaixo de 40 μV , respectivamente.

Figura 30 – Traçado eletrocardiográfico com aquisição SAECG



Fonte: BARBOSA (2003)

Os valores de referência para os parâmetros FQRSd, LAS40 e RMS40 estão indicados na Tabela 6 e, são modificados a depender da largura de banda do filtro utilizado. Os valores de referência são utilizados como marcadores para indicar a presença ou não de potenciais tardios, esses por sua vez estão associados ao diagnóstico clínico de taquicardia ventricular (JARRETT; FLOWERS; JOHN, 1991; MACFARLANE et al., 2010; BREITHARDT et al., 1991).

Tabela 6 – Critérios para identificação dos potenciais tardios

| Parâmetro do SAECG | Critério | |
|--------------------|---|---|
| | Largura de Banda do Filtro 40 - 250 Hz | Largura de Banda do Filtro 25 - 250 Hz |
| FQRSd | >114 <i>ms</i> | >100 <i>ms</i> |
| LAS40 | <38 <i>ms</i> | >30 <i>ms</i> |
| RMS40 | <20 μV | <25 μV |

Fonte: acervo do autor

4 METODOLOGIA

Diante da imensa variedade topologias de aquisição para sinais de eletrocardiografia disponíveis na literatura e, a partir da consolidação da proposta de (EINTHOVEN; FAHR; WAART, 1913) como padrão de aquisição na prática clínica, o desenvolvimento desse trabalho utilizou esse sistema como referência para o desenvolvimento da plataforma.

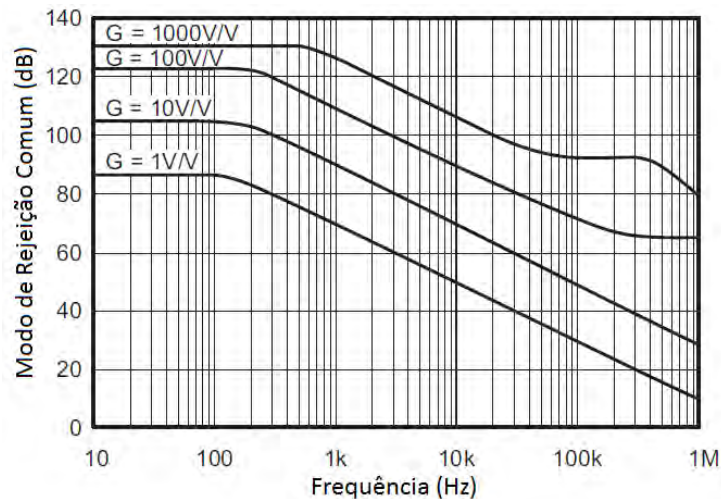
4.1 Amplificadores de Instrumentação

Nesse projeto foram utilizados os amplificadores de instrumentação **INA128** **INA129** da *Texas Instrument* em encapsulamento DIP, para aquisição dos potenciais cardíacos. As características desse amplificador foram determinantes no processo de escolha, destacam-se:

- CMRR (*Common Mode Rejection Rate*) acima de 100dB para ganhos $G \geq 10$, representado na Figura 31;
- A impedância de entrada $10^{10} \Omega$;
- Tensão de alimentação simétrica mínima $\pm 2.25\text{V}$ e máxima de $\pm 18\text{V}$.

Os critérios: CMRR e impedância de entrada, estão relacionados à natureza do biosinal que se deseja adquirir, nesse caso o ECG. A baixa tensão de alimentação, permite a utilização de conversores e processadores A/D de baixo consumo de energia (*Ultra Low Power*), diferencial na escolha do *chip*.

Figura 31 – Relação de rejeição comum versus Frequência para o INA129



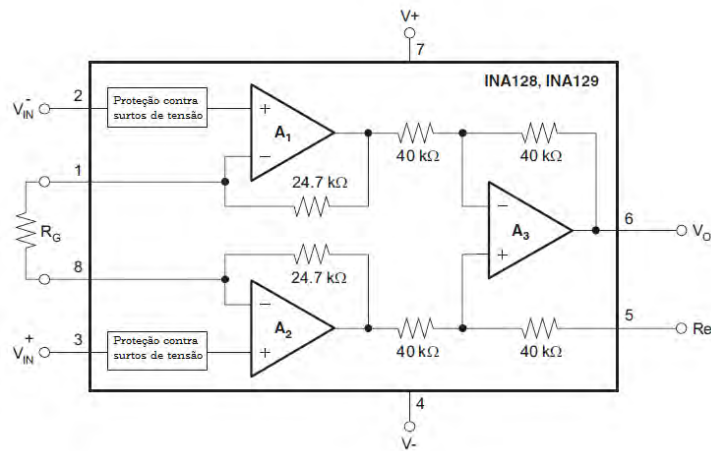
Fonte: Adaptado de (Texas Instruments, 2015b)

O controle do nível de amplificação é realizado pela variação da resistência R_G e, a relação do Ganho (G) para diferentes valores de resistências é estabelecido pela equação 1.

$$G = 1 + \frac{49.4}{R_G} \quad (1)$$

Internamente, o INA129 contém um circuito eletrônico e, o diagrama correspondente pode ser observado na Figura 32.

Figura 32 – Circuito interno do INA129.



Fonte: Adaptado de (Texas Instruments, 2015b)

A partir da recomendação de Bronzino (1999), de CMRR mínima de 100 dB para o circuito de instrumentação e, do comportamento do INA129 para diferentes valores de Ganho(G) (descritos na Tabela 7), optou-se por utilizar um ganho na faixa de $10 \leq G < 100$ (Texas Instruments, 2015b). Na qual, o limite inferior da faixa ($G = 10$) garante uma $CMRR \geq 100$ e, o limite superior ($G < 100$), permite utilizar a resolução máxima do conversor A/D.

Tabela 7 – CMMR's mínimos e típicos do INA129 para diferentes valores de Ganho

| Ganho (G) | Razão de Modo de Rejeição Comum (CMRR) em dB | |
|-----------|--|--------|
| | mínimo | típico |
| 1 | 80 | 86 |
| 10 | 100 | 106 |
| 100 | 120 | 125 |
| 1000 | 120 | 130 |

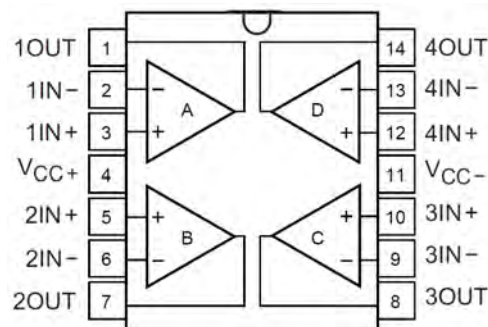
Fonte: adaptado de Texas Instruments (2015b)

Uma vez definidas as faixas de ganho aplicadas pelo amplificador de instrumentação, os valores R_G foram calculados a partir da equação 1. Todavia, os resultados obtidos de R_G são fracionados e não disponíveis comercialmente. Uma solução é utilizar o valor mais próximo

ao calculado a partir da tabela de resistores comerciais (MEHL, 2007). Uma outra limitação na escolha de R_G , é que quando se utiliza osciloscópio DSO-X 2012A da *Agilent* para visualização do sinal, a resolução máxima da escala vertical desse equipamento é de $10mV/divisão$ e, para o caso dos complexos QRS com amplitude entre 1 e $10mV$, seria necessário um ganho médio de $20x$ para que se obtenha a visualização do complexo em duas divisões. Diante das restrições estabelecidas, optou-se pela escolha do ganho $G = 37$ ($R_G = 1362 \Omega$).

Para o circuito da perna direita (*Right-Leg Drive - RLD*) e, para o circuito de cabo guarda foram utilizados os amplificadores operacionais **TL084**, que contém quatro amplificadores operacionais dispostos conforme a Figura 33. Cada amplificador possui CMRR mínima de $80 dB$, baixo custo, tensão de alimentação igual ao **INA129**, foram características decisivas na escolha do **TL084**.

Figura 33 – Distribuição e função dos pinos para o TL084.



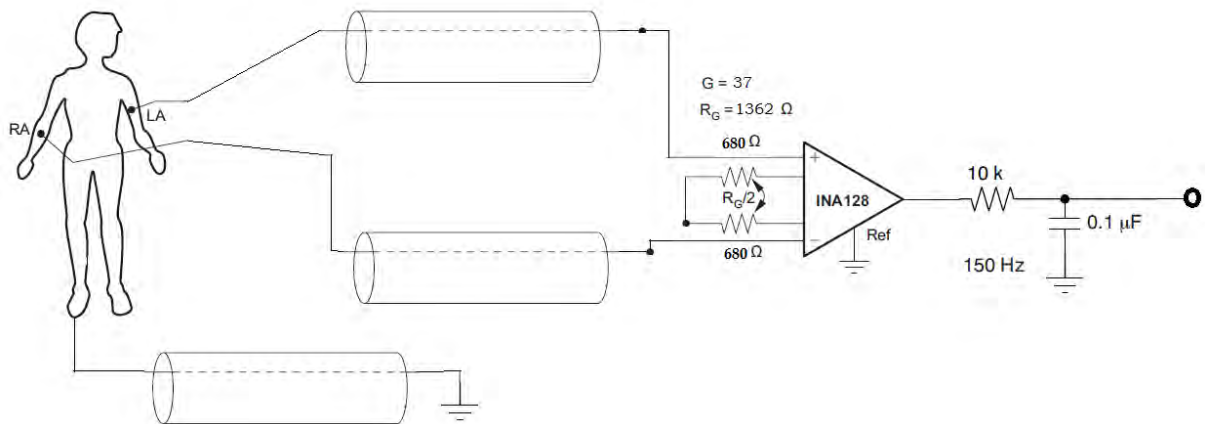
Fonte: Adaptado de (Texas Instruments, 2015c)

Dentre as técnicas de aquisição propostas na literatura, as mais difundidas foram aplicadas nesse trabalho e, as montagens corresponderam às aplicações individuais ou combinadas dessas técnicas, destacam-se:

- Aquisição sem utilização das malhas dos cabos;
- Aquisição com aterramento das malhas;
- Injeção do sinal de aquisição na malha via *Buffer*;
- Utilização do circuito de perna direita.

A primeira montagem, contemplou o circuito representado na Figura 34 e, teve por objetivo adquirir o complexo QRS com o número reduzido de componentes aliada à menor manipulação possível do sistema de aterramento. Para este circuito, as malhas dos cabos e o módulo de perna direita, não foram utilizados.

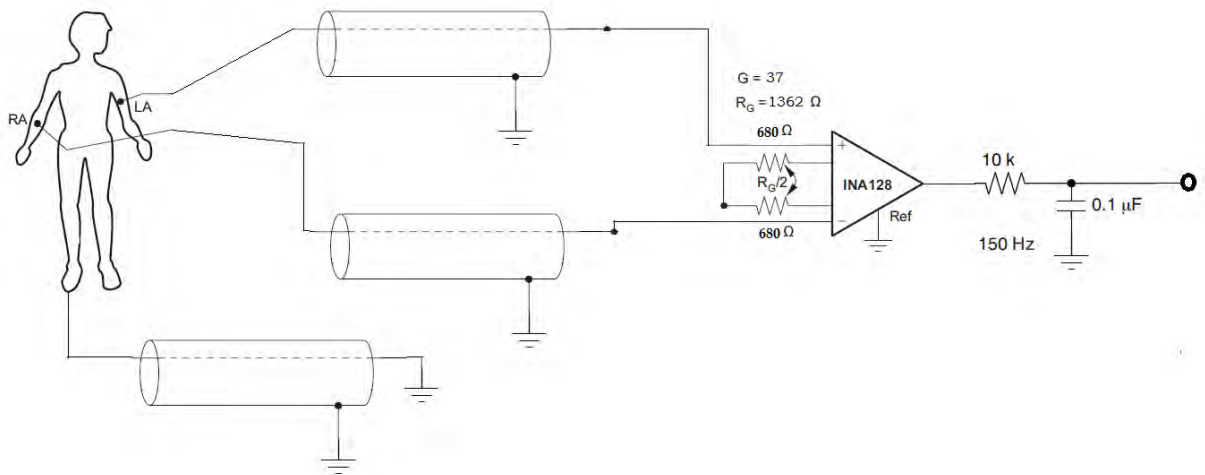
Figura 34 – Circuito de aquisição da derivação I, sem utilização das malhas dos cabos



Fonte: acervo do autor

A segunda montagem, consistiu na aplicação do aterramento nas malhas dos cabos e, foi realizada em apenas um lado da malha. (Analog Devices, 2009), descreve que não há prejuízo da eficiência da técnica, quando se utiliza para aquisição de sinais com largura de banda menores que 1 MHz , que é o caso desse sistema de aquisição de ECG. O diagrama do circuito elétrico está representado na Figura 35.

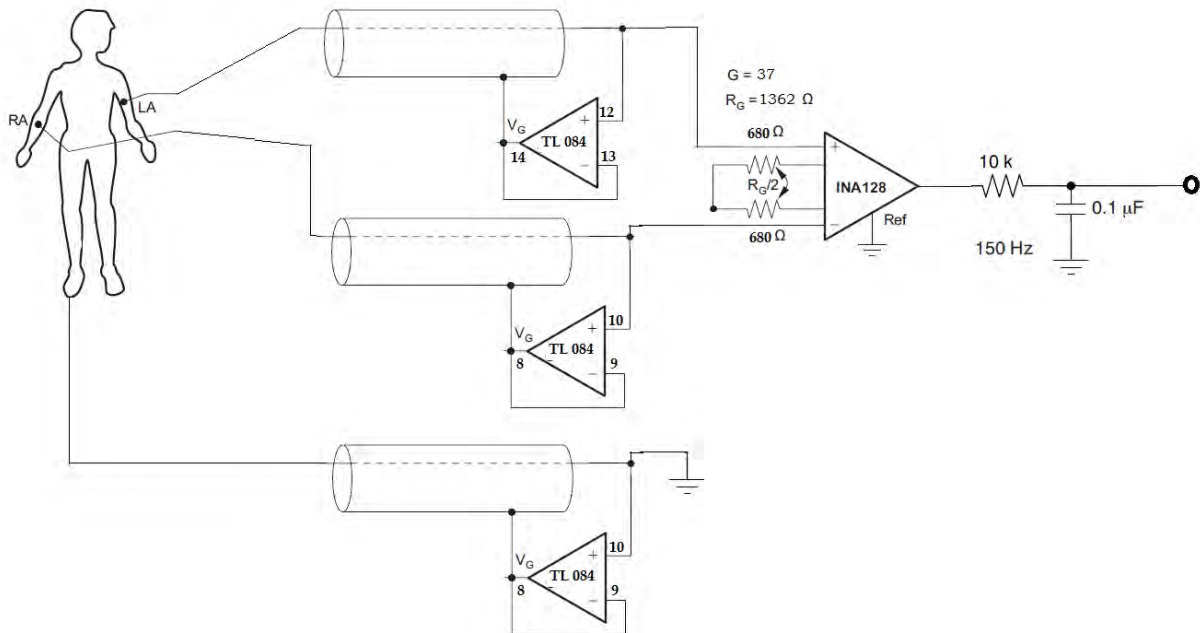
Figura 35 – Circuito de aquisição da derivação I, com aterramento das malhas dos cabos



Fonte: acervo do autor

Para a terceira montagem, procedeu-se com a injeção do sinal na malha seguindo as propostas descritas por Texas Instruments (2015b) e Prutchi e Norris (2005) e, o diagrama correspondente está ilustrado na Figura 36

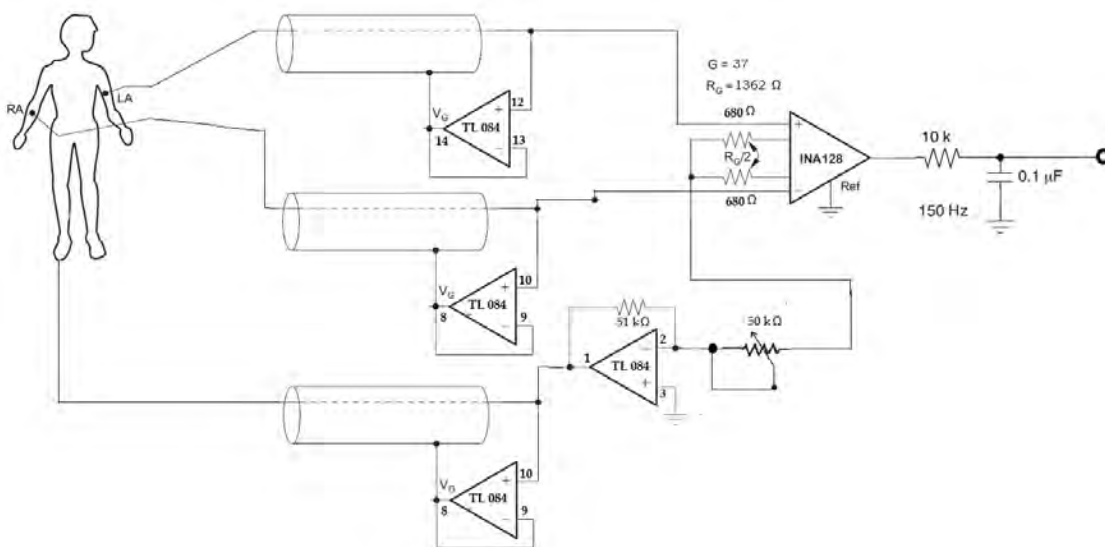
Figura 36 – Circuito de aquisição da derivação I, com injeção do sinal de aquisição na malha via *Buffer*



Fonte: acervo do autor

O quarto circuito implementado, ilustrado na Figura 37, consistiu na combinação do módulo de RLD com a injeção do sinal na malha. Para o RLD, optou-se por utilizar um potenciômetro em substituição ao resistor de valor fixo, para que se possibilita-se o controle de ganho do sinal de fase invertida injetado no paciente.

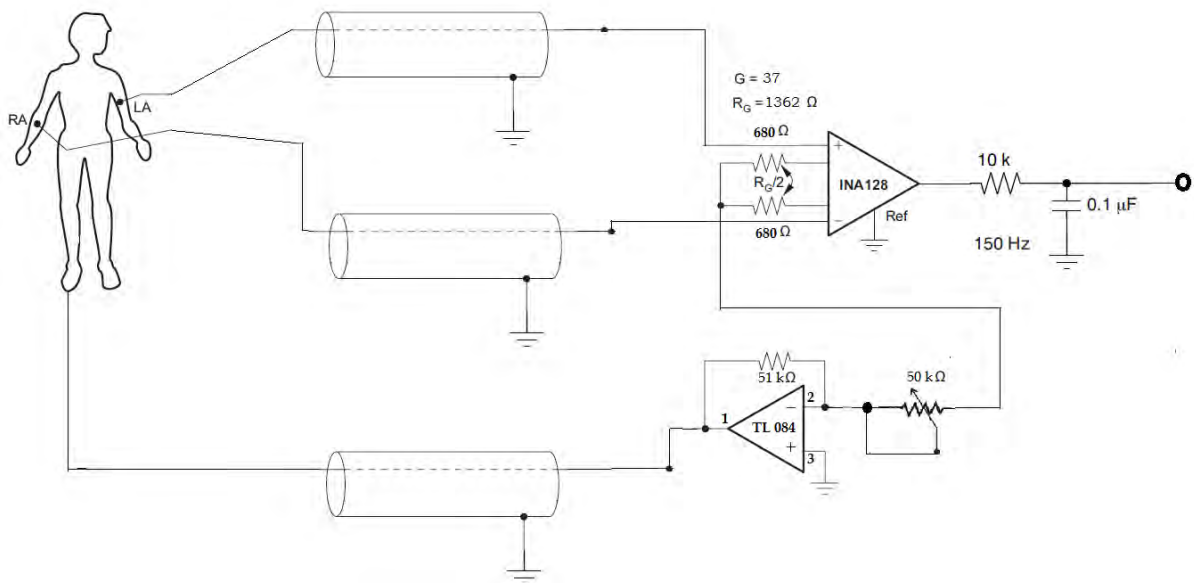
Figura 37 – Circuito de aquisição da derivação I, com circuito DRL + aplicação do sinal na malha



Fonte: acervo do autor

A combinação do circuito DRL com o aterramento das malhas dos cabos correspondeu à quinta montagem e, está ilustrada na Figura 38.

Figura 38 – Circuito de aquisição da derivação I, com circuito DRL + aterramento das malhas



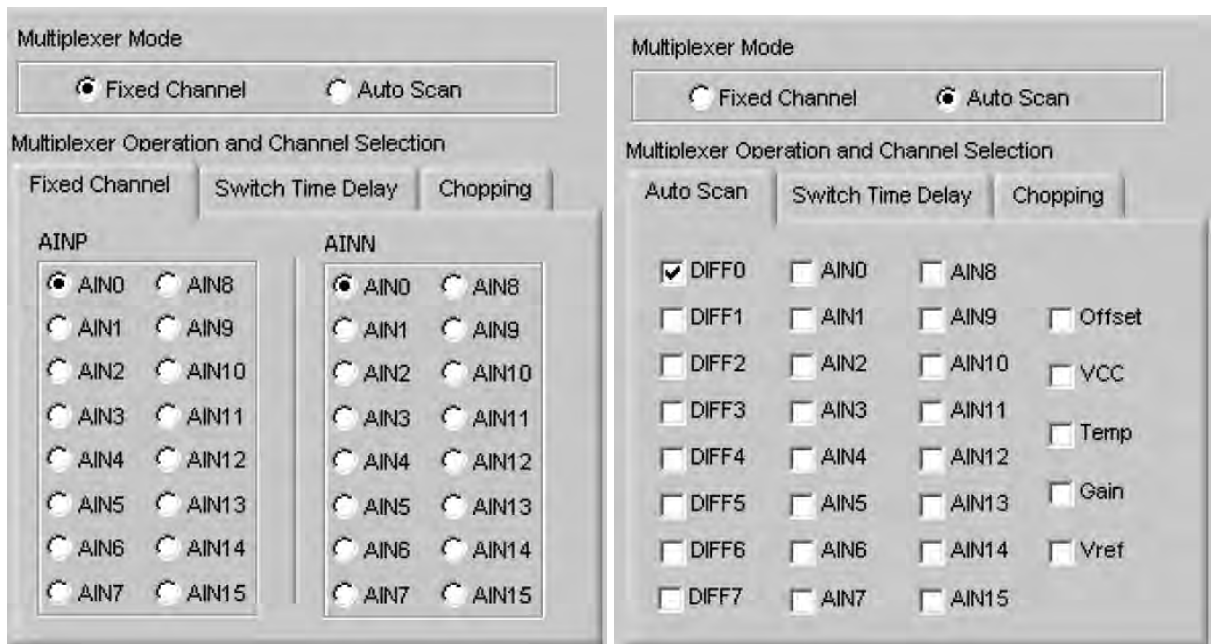
Fonte: acervo do autor

4.2 O Conversor ADS1258

A etapa de Conversão Analógico-Digital(ADC) foi realizada pelo ADS1258, que possui 16 entradas analógicas. Os modos de leitura das entradas se dividem em **modo fixo** e **modo de varredura automático**, permitindo-se ao usuário a escolha de um modo por aquisição. O modo fixo, consiste na leitura de um único par diferencial dentre os 16 disponíveis, sendo todas as outras entradas desprezadas nessa configuração. Nesse modo é possível se obter a taxa de amostragem máxima de 125.000 *samples per second*(SPS). O modo de varredura automático pode ser configurado para leitura das 16 entradas de modo individual, referenciadas ao pino *AINCOM*, ou configurado, para realizar a leitura através da combinação das entradas em 8 pares no modo diferencial. Nesse caso a taxa de amostragem máxima é de 23.739 *SPS* (Texas Instruments, 2011). Ambos os modos estão disponíveis para configuração do programa ADCPro™ Monitor, ilustrados na Figura 39.

O bloco ADC é composto por um modulador, responsável pela conversão da entrada analógica em um sequência de pulsos modulada e, por um filtro digital passa-baixa. O filtro é dividido em duas seções, a primeira, corresponde a um filtro *sinc* de quinta ordem e, a segunda, composta por calculador de média (*averager*), ambas ilustradas na Figura 40. Os dados são entregues ao filtro em uma taxa de $f_{CLK}/2$, o filtro *sinc* produz em sua saída os dados a uma taxa

Figura 39 – Modos de leitura das entradas analógicas para o ADS1258



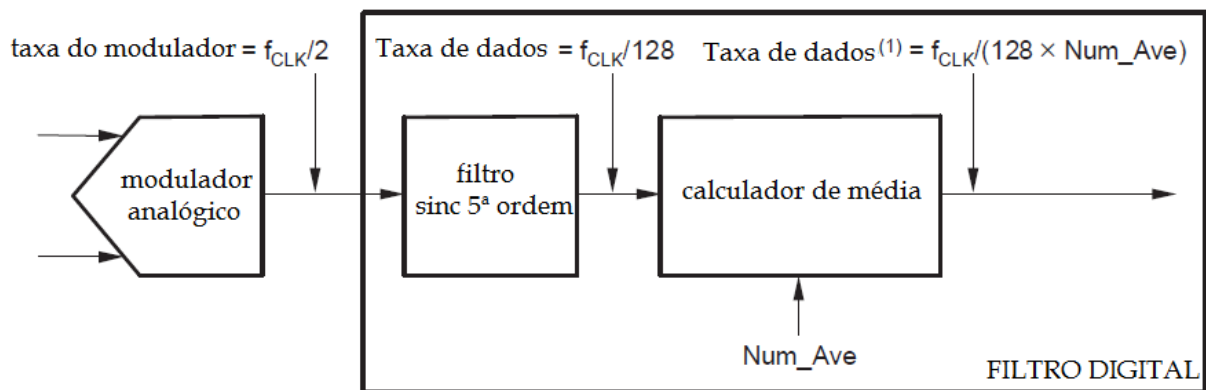
(a) modo fixo

(b) modo de varredura automático

Fonte: (Texas Instruments, 2012)

de $f_{CLK}/128$ e o *averager* a uma taxa de $f_{CLK}/(128 \times \text{Num_Ave})$, ambas as taxas de amostragem são dependentes do *clock* do sistema ($f_{CLK} = 15.729 \text{ MHz}$).

Figura 40 – Diagrama de blocos do sistema de conversão e filtragem do ADS1258



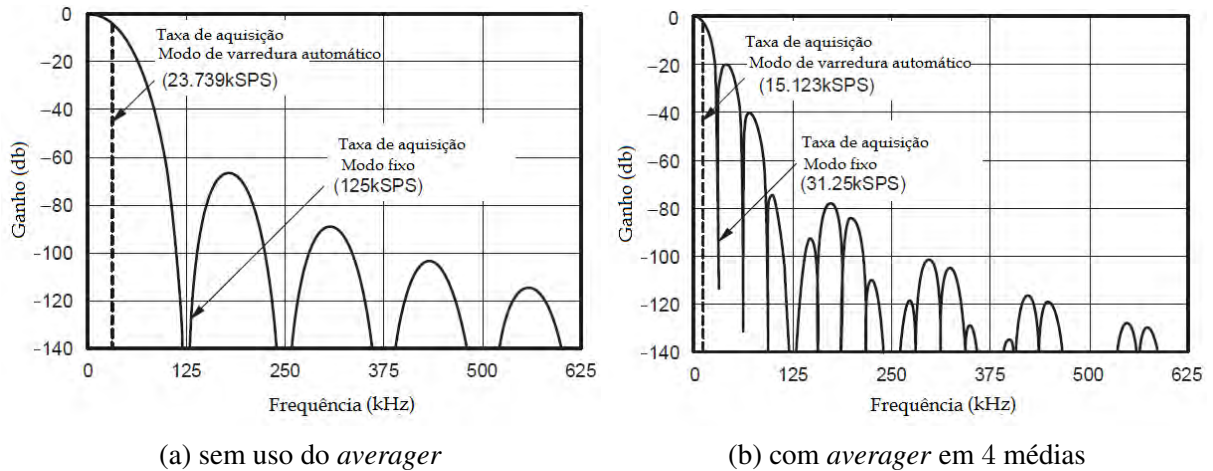
Fonte: adaptado de (Texas Instruments, 2011)

O filtro sinc^5 produz zeros (*notches*) em $f_{CLK}/128$ e, nas harmônicas correspondentes. A Figura 41a, ilustra para o caso sem o cálculo da média ($\text{Num_Ave} = 1$). Para valores não unitários do *averager* (4, 16 e 64), haverá superposição dos *notches* de ambos os filtros (Figura

41b) e, o número de superposições obtido pela equação 2;

$$n^{\circ} \text{ de superposições} = \text{Num_Ave} - 1 \tag{2}$$

Figura 41 – Resposta em frequência para o filtro digital do ADS1258



Fonte: adaptado de (Texas Instruments, 2011)

Os (*notches*) e a redução de -3 dB produzidos pelo filtro digital presente no ADS1258 não afetam a aquisição de sinais de ECG, uma vez que a primeira ocorrência do *notche* se dá a partir de 125 kHz e a atenuação em 860 Hz , valores muito acima da maior frequência do complexo QRS. O uso do *averager* compromete a taxa de amostragem máxima alcançada durante a aquisição, para a faixa de valores possíveis, os dados estão apresentados na Tabela 8.

Tabela 8 – Taxas máximas de amostragem para diferentes valores de *averager* nos modos de aquisição e frequência de ocorrência da atenuação em -3 dB

| Num_Ave | Taxa de Aquisição Modo de Varredura Automático (SPS) | Taxa de Aquisição Modo Fixo (SPS) | -3 dB (Hz) |
|---------|---|--------------------------------------|---------------|
| 1 | 23739 | 125000 | 25390 |
| 4 | 15123 | 31250 | 12402 |
| 16 | 6168 | 7813 | 3418 |
| 64 | 1831 | 1953 | 869 |

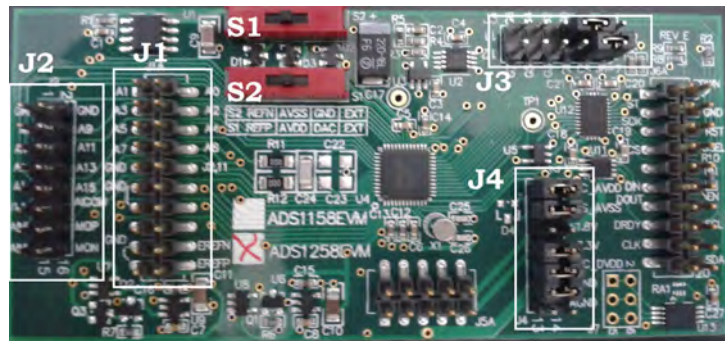
Fonte: adaptado de (Texas Instruments, 2011)

4.3 Placas de Desenvolvimento: ADS1258EVM e MMB0

Nesse trabalho foi utilizada a plataforma **ADS1258EVM**(Figura 42) como via de acesso para os pinos do *chip* ADS1258. Nela, os pinos foram agrupados de acordo com a função exercida no dispositivo e, cada grupo enumerado por: J1, J2, J3 e J4. O grupo J1, corresponde

a metade da quantidade das entradas analógicas (A1 a A7) e, o grupo J2 à outra metade (A8 a A15). O grupo J3, se destina às 8 entradas/saídas digitais de uso geral. O grupo J4, contém a pinagem para configuração das tensões de referência do circuito integrado. As chaves seletoras S1 e S2, correspondem à escolha da referência positiva e negativa, respectivamente.

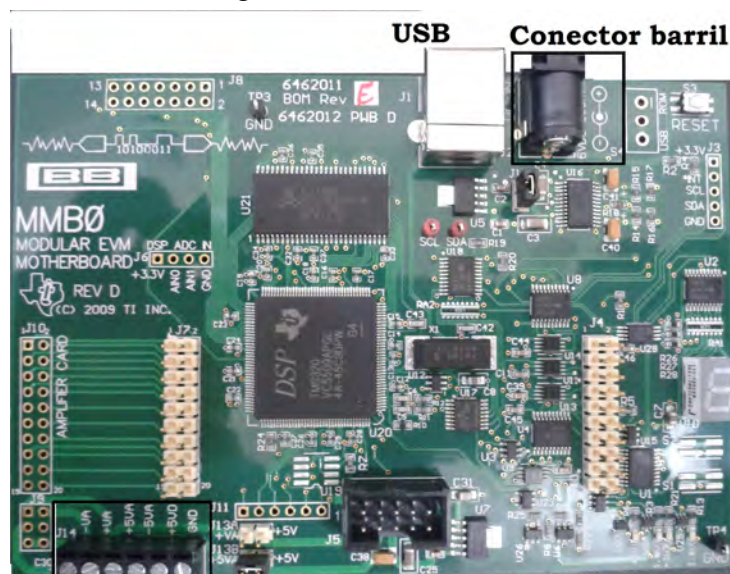
Figura 42 – Placa ADS1258EVM



Fonte: acervo do autor

A placa MMB0 tem a finalidade receber os dados via *interface* SPI (*Serial Peripheral Interface*) e condicioná-los para a transmissão via barramento *USB* (*Universal Serial Bar*). Nela também se encontram os conectores para conexão da fonte de alimentação, que pode ser do tipo $6V_{DC}$ a $9V_{DC}$ por meio de conector barril, ou via fonte simétrica de bancada com $+5V_{DC}$ e $-5V_{DC}$, figura 43. Nesse projeto optou-se pela alimentação simétrica pela possibilidade de utilizar uma única fonte tanto para o sistema de instrumentação, tanto para o sistema de desenvolvimento (Texas Instruments, 2016).

Figura 43 – Placa MMB0

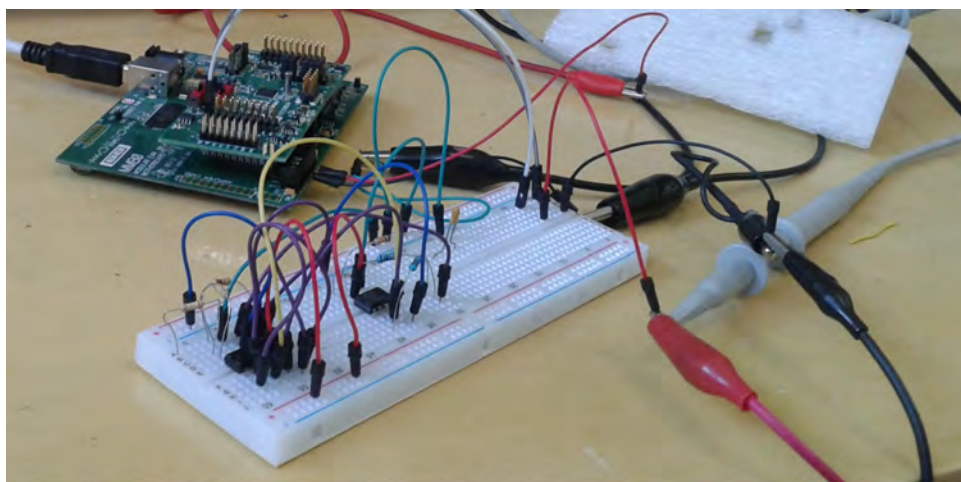


Fonte simétrica

Fonte: acervo do autor

O sistema de aquisição foi concebido em três etapas. A primeira efetuada pelo circuito de instrumentação, a segunda pela sistema de conversão A/D e condicionamento e, a terceira, pela transmissão para o computador via USB para visualização e armazenamento dos dados. A Figura 44 ilustra parte desse processo.

Figura 44 – Montagem em *protoboard* do circuito elétrico de instrumentação, cabo guarda e do *Right Leg Drive* para a derivação I



Fonte: acervo do autor

5 RESULTADOS

A primeira montagem (Figura 34), consistiu na aquisição da derivação I sem conexão das malhas a qualquer ponto do sistema ou de aterramento, empregando dois resistores em série de 681Ω para composição de R_G e, um filtro passa baixa de primeira ordem em 150 Hz , o traçado disponível no osciloscópio pode ser observado na Figura 45.

Figura 45 – Visualização do complexo QRS obtido a partir da derivação I, sem utilização das malhas



Fonte: acervo do autor

A segunda topologia de aquisição, apresentada na Figura 35, utilizou o aterramento das malhas dos cabos do braço esquerdo, do braço direito e do cabo do aterramento. O complexo QRS obtido está ilustrado na Figura 46.

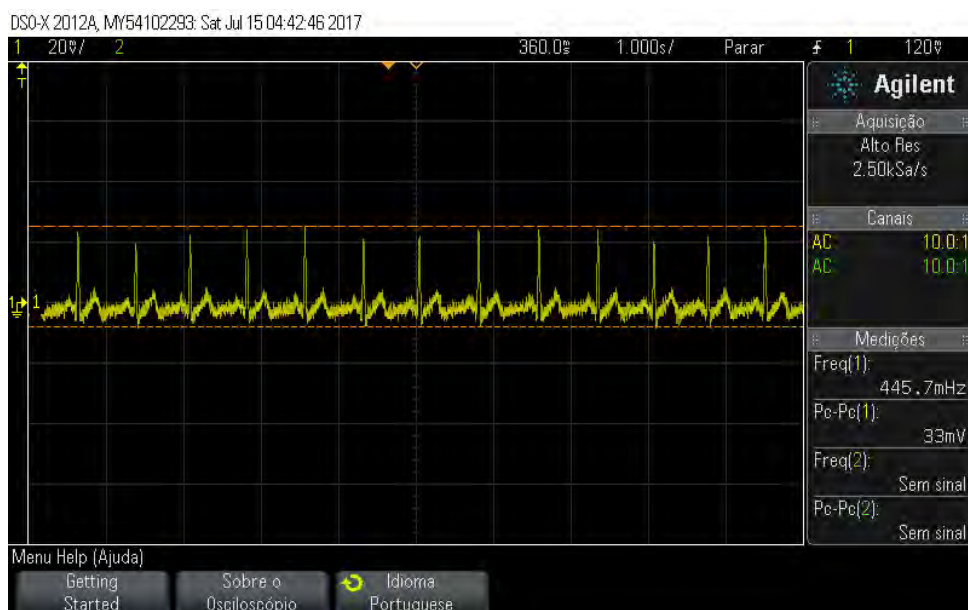
Figura 46 – Visualização do complexo QRS obtido a partir da derivação I para o circuito com aterramento das malhas



Fonte: acervo do autor

A terceira montagem, consistiu na substituição do aterramento das malhas, pela aplicação do sinal transmitido na própria malha (Figura 36). O QRS registrado pelo osciloscópio está apresentado na Figura 47.

Figura 47 – Visualização do complexo QRS obtido a partir da derivação I para o circuito com aplicação do sinal de aquisição na malha via *Buffer*



Fonte: acervo do autor

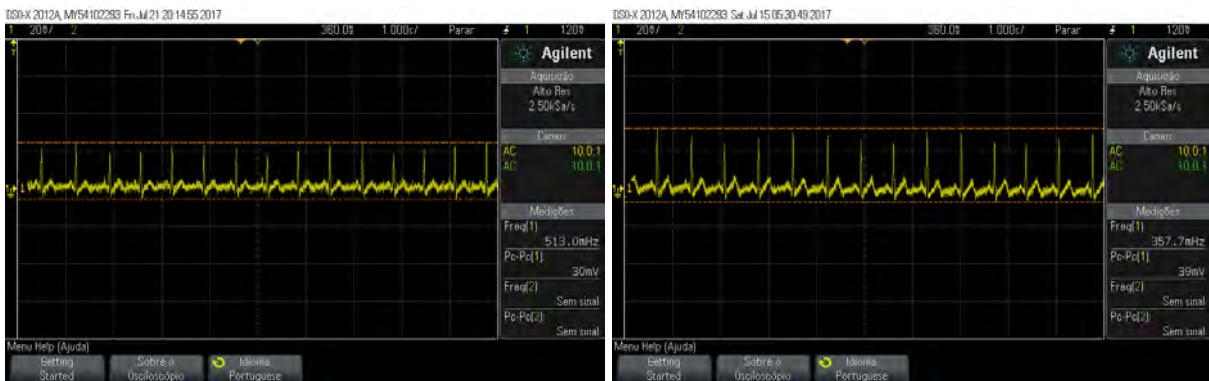
O circuito apresentado na Figura 37 introduziu o circuito de DRL e, a partir dele, procedeu-se com ajuste de ganho para o sinal aplicado ao paciente. Foram aplicados ganhos de: 39, 20, 10 e 1. Os respectivos complexos QRS registrados estão ilustrados nas Figuras 48a, 48b, 48c e 48d respectivamente.

Figura 48 – Circuito de perna direita com ganho variável e aplicação de sinal de malha



(a) $G \cong 39$ ($R_{pot} = 1.3 \text{ k}\Omega$)

(b) $G \cong 20$ ($R_{pot} = 2.55 \text{ k}\Omega$)



(c) $G \cong 10$ ($R_{pot} = 5.1 \text{ k}\Omega$)

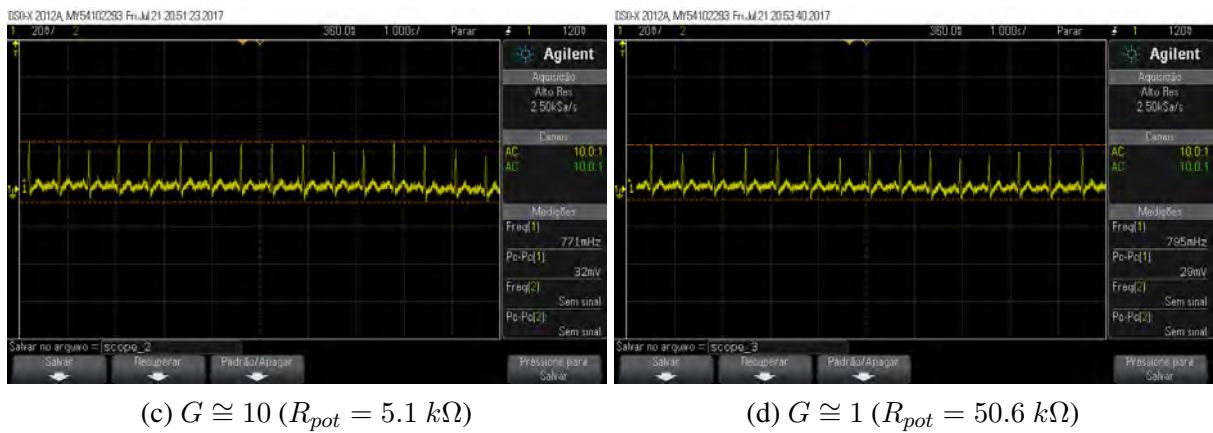
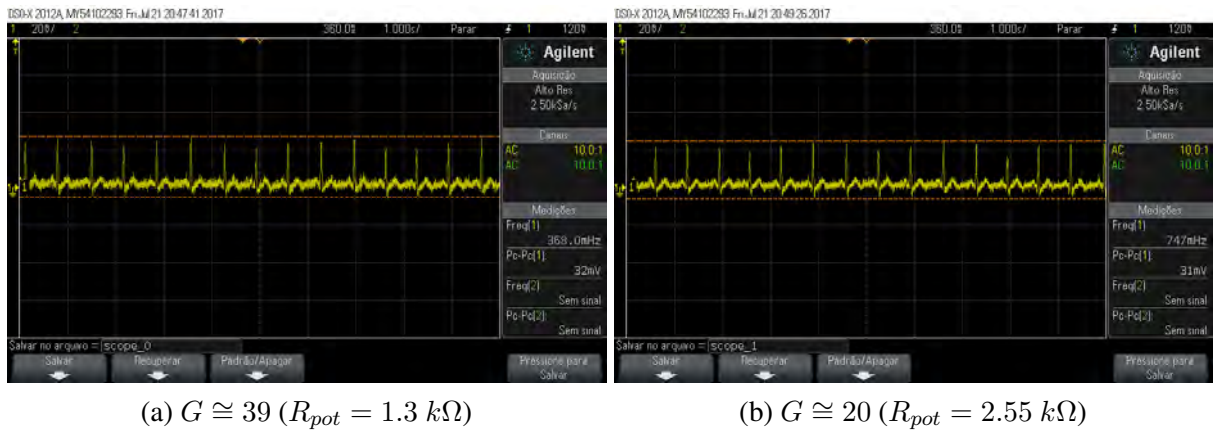
(d) $G \cong 1$ ($R_{pot} = 50.6 \text{ k}\Omega$)

Fonte: acervo do autor

Os circuitos das Figuras 37 e 38, ambos utilizam a técnica DRL e, no sentido de se verificar a influência da manipulação das malhas, seja via injeção do sinal na malha, seja via sistema de aterramento, também foram adquiridos os traçados QRS correspondentes ao circuito ilustrado na Figura 38 e, os resultados estão apresentados na Figura 49, para diferentes valores de ganho.

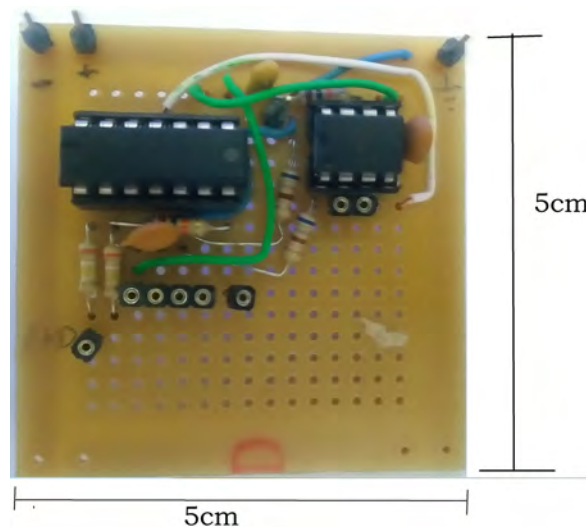
Devido a maior susceptibilidade à interferência eletromagnética do circuito quando se utiliza montagem nas plataformas do tipo matriz de contatos (*protoboards*), decidiu-se implementar o circuito da Figura 38 em placa de fenolite, na tentativa de reduzir o espaçamento entre as conexões, como também reduzir a possibilidade de mal contato entre os componentes. A única alteração, foi a substituição do potenciômetro por resistor de valor fixo de $51 \text{ k}\Omega$ ($G = 1$ para o circuito DRL)(Figura 50) e, inserção de capacitores de desacoplamento.

Figura 49 – Circuito de perna direita com ganho variável e aterramento da malha



Fonte: acervo do autor

Figura 50 – Vista superior de montagem em placa de fenolite do circuito de aquisição do complexo QRS, com elemento DRL de ganho fixo unitário



Fonte: acervo do autor

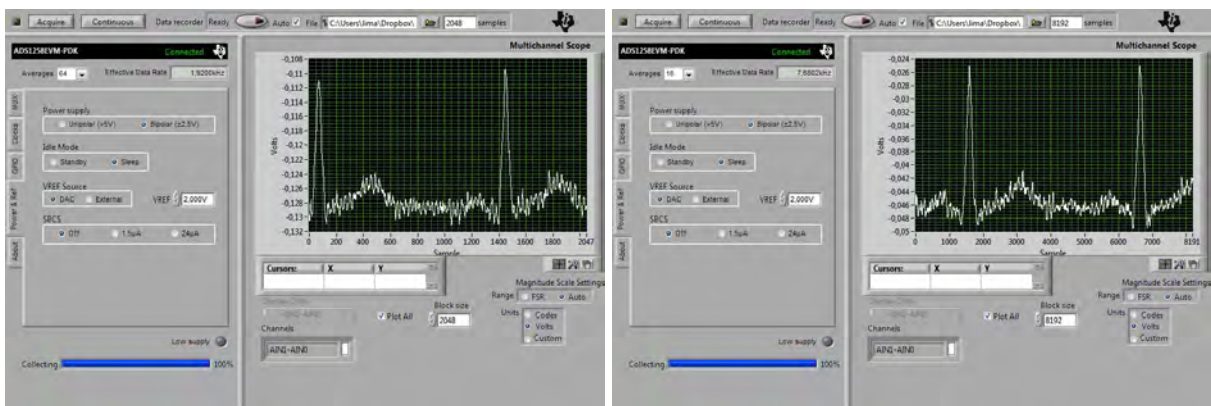
A partir da análise dos traçados das Figuras 45, 46, 47, 48 e 49, o circuito implementado

ilustrado na Figura 34 foi a topologia escolhida, pela simplicidade e eficiência na aquisição para o processo de conversão A/D.

A etapa seguinte, consistiu da conexão ao *evaluation module* do conversor analógico digital ADS1258. Foram realizadas aquisições para as diferentes taxas de amostragem disponíveis e, os resultados das aquisições estão ilustrados na Figura 51. Nessa etapa, foi escolhido o valor de 2 V como tensão de referência e, conseqüentemente uma resolução de 238,4 nV (equação (1))

$$\text{Resolução} = \frac{2 - (-2)}{2^{24}} = 238,4 nV \quad (1)$$

Figura 51 – Traçado QRS I após conversão AD para diferentes valores de taxa de amostragem e tensão de referência de 2 V



(a) taxa de amostragem de 1.920 SPS

(b) taxa de amostragem de 7.680 SPS



(c) taxa de amostragem de 30.720 SPS

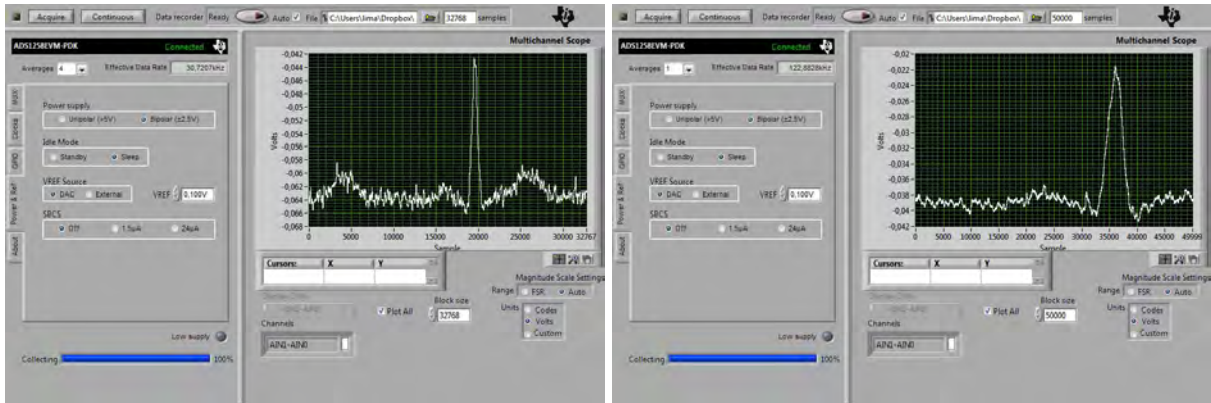
(d) taxa de amostragem de 122.882 SPS

Fonte: acervo do autor

Utilizando 100 mV como tensão de referência para a conversão AD, obtêm-se uma resolução de 11,8 nV, equação (2). Os traçados obtidos estão ilustrados na Figura 52

$$\text{Resolução} = \frac{0,1 - (-0,1)}{2^{24}} = 11,8nV \quad (2)$$

Figura 52 – Traçado QRS I após conversão AD para diferentes valores de taxa de amostragem e tensão de referência de 100 mV



(a) taxa de amostragem de 30.720 SPS

(b) taxa de amostragem de 122.882 SPS

Fonte: acervo do autor

6 DISCUSSÃO

A derivação I foi adquirida com os eletrodos posicionados na região clínica padrão (antebraço), na qual os eletrodos dos antebraços localizam-se na posição dos pulsos e, os eletrodos das pernas, no tornozelo. Uma outra possibilidade de se obter o mesmo sinal, com maior amplitude, sem promover alterações nos elementos do circuito, seria alterar o posicionamento dos eletrodos para região torácica sugeridas por Mason e Likar (1966).

A partir da implementação dos eletrodos na região torácica e, o resultado ilustrado na figura 53, percebe-se um acréscimo de aproximadamente 10 mV na amplitude do sinal, o que resultaria em valor de ganho inferior ao aplicado na condição anterior pelo sistema de instrumentação. Apesar de ser uma alternativa viável, decidiu-se manter a posição padrão proposta em Sheffield et al. (1978) pela *American College of Cardiology Task Force II* amplamente aceita como prática clínica para aquisição de ECG.

Figura 53 – Exibição do traçado QRS no osciloscópio para a eletrodos na região torácica e na região do antebraço



(a) aquisição com eletrodos do tipo clipe localizado no antebraço (b) aquisição com eletrodos do tipo përa na região torácica

Fonte: acervo do autor

É importante ressaltar que a *American Heart Association*(AHA) permite a instalação dos eletrodos em toda a região do braço e das pernas, contanto, que os eletrodos se mantenham distais aos ombros e quadris respectivamente (KLIGFIELD et al., 2007). Todavia, sabe-se que para um mesmo membro, diferenças no posicionamento dos eletrodos, resultam em alterações nos traçados de ECG, em especial nos traçados compostos pela aquisição do braço esquerdo (PAHLM et al., 1992).

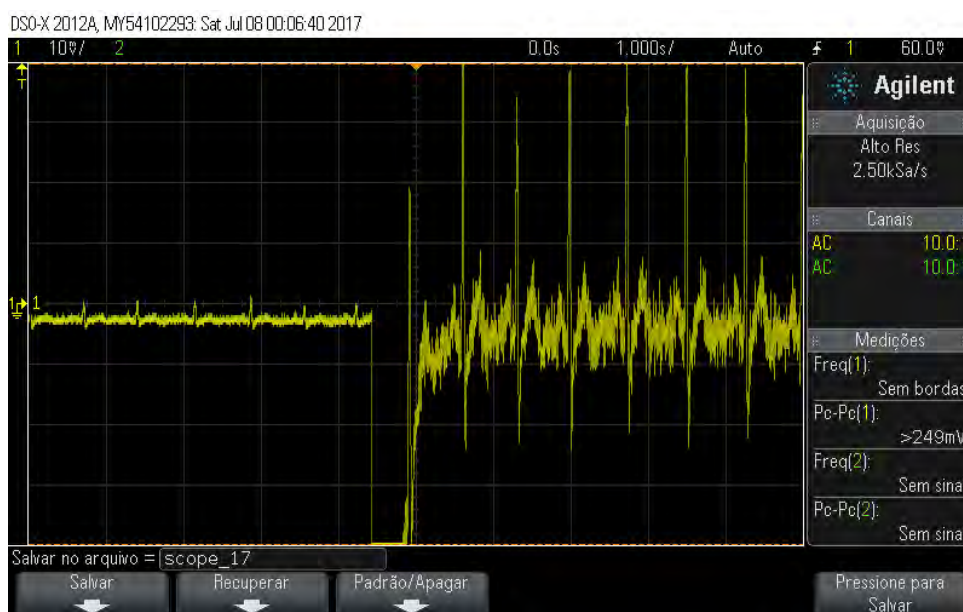
Durante a aquisição do ECG padrão, recomenda-se que o paciente esteja na posição de decúbito dorsal¹ com apoio na região occipital², com o objetivo de reduzir o número de artefatos

¹ Paciente deitado com a barriga posicionada para cima

² Travesseiro posicionado na região do pescoço

gerados pelo movimento muscular (KLIGFIELD et al., 2007). Entretanto, na condução desse trabalho, o paciente em alguns momentos executava a função de operador do sistema e, por isso, as aquisições foram realizadas na posição sentada, o que resultou na elevação do ruído captado durante a aquisição. A Figura 54, ilustra a situação que o paciente se movimenta de forma brusca na tentativa de operar o sistema, sendo perceptível a contaminação do complexo QRS pelos artefatos musculares.

Figura 54 – Efeito dos artefatos musculares sobre o complexo QRS quando o paciente se movimenta de forma brusca



Fonte: acervo do autor

A preparação da pele, para contato com o eletrodo, foi realizada através da aplicação de gel, que auxilia na redução da impedância da interface pele/eletrodo (BERSON; PIPBERGER, 1968) e, nesse trabalho, foi utilizado o gel da marca VIC³, que apresentou abrasividade adequada, pois não foram observadas irritações da pele mesmo após horas seguidas de aquisição (TAM; WEBSTER, 1977).

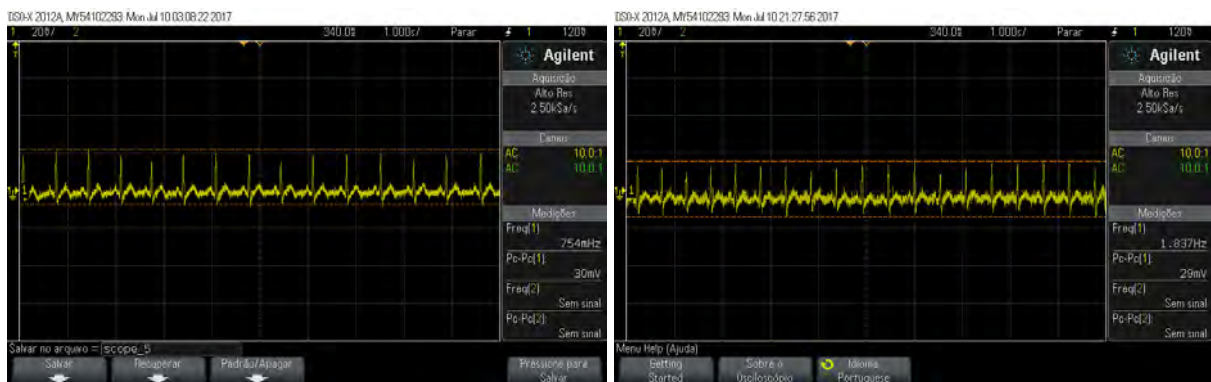
A solução proposta por Silva (2009) de realizar um par trançado com os cabos até o ponto mais próximo ao paciente também não foi utilizada, pela razão que nesse trabalho foram utilizados cabos com malha de blindagem compatíveis com o equipamento comercial *General Electric Marquette*, que é uma marca amplamente utilizada em equipamentos médicos hospitalares.

Seria interessante investigar se, a utilização de um sistema individual de aterramento (um para a malha e outro para o paciente), poderia melhorar a relação sinal-ruído de forma significativa, todavia, essa proposta não pode ser implementada no ambiente de desenvolvimento dessa pesquisa devido a indisponibilidade de um sistema de aterramento alternativo.

³ Composição: Carbopol, Eletrólito, Nipagin, Neutralizador, Corante CL42090 e Água Desmineralizada

No ambiente de laboratório que foi desenvolvido as aquisições desse trabalho, por ser um ambiente controlado, não foram perceptíveis grandes perturbações de origem eletromagnética, como por exemplo o ruído de 60Hz , que utiliza como canal, a fonte de alimentação da (*Agilent U8031A*) e, ilustra a figura 55a. Também foi realizada a aquisição do complexo QRS com a alimentação do circuito a partir de baterias e, não foi perceptível grandes variações no complexo QRS como ilustra a figura 55b, quando comparada à alimentação por fonte de alimentação.

Figura 55 – comparativo de exibição do traçado QRS no osciloscópio para alimentação do circuito de aquisição alimentado por bateria e fonte de alimentação



(a) alimentado por fonte *Agilent*

(b) alimentado por bateria

Fonte: acervo do autor

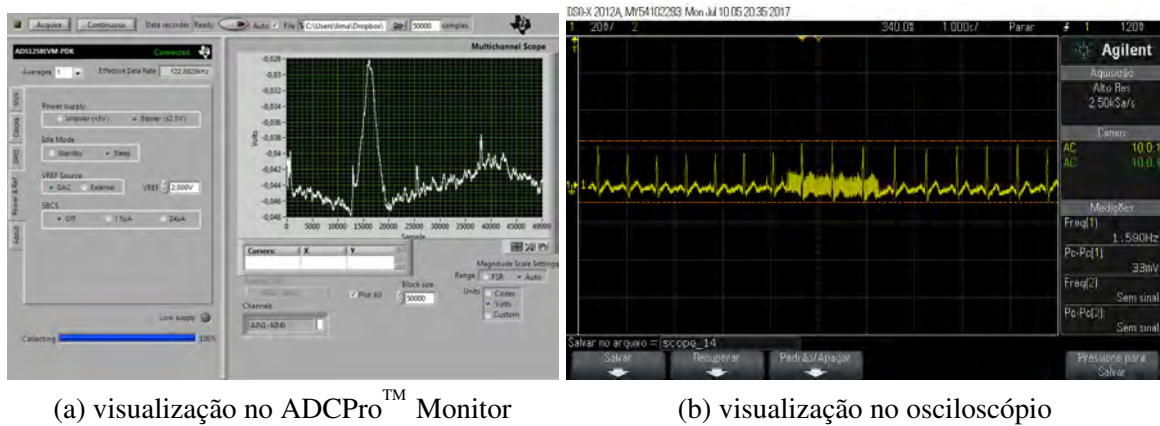
A resolução de $11,8\text{ nV}$ obtida nesse trabalho, consistiu de uma aquisição pioneira do traçado de eletrocardiografia, em especial quando comparada aos valores disponíveis na literatura e, que são empregados nos padrões comerciais, que se estabelecem em torno de $4\text{ }\mu\text{V}$ (Center for Devices and Radiological Health, 1998 apud MACFARLANE et al., 2010) (BALOTIN et al., 2012)

Para algumas aquisições realizadas a 122.882 SPS foi perceptível, tanto no osciloscópio (Figura 56a), quanto no ADCProTM Monitor (Figura 56b), a contaminação por ruído do complexo QRS durante o processo de captura do sinal. Não há menção a esse efeito na literatura do fabricante e, seria necessário a investigação a ocorrência para sinais de naturezas diferentes quando adquiridos por esse modelo de conversor.

O primeiro valor de tensão de referência (2 V) foi escolhido por ser o valor padrão quando se inicia o programa ADCProTM. Em seguida, procedeu-se com a redução da referência até que se fosse alcançado um valor próximo dos 30 mV de pico a pico do complexo QRS, pois, dessa forma todos os dados provenientes do processo de conversão A/D, conteriam informação do sinal. Entretanto, para valores de referência menores que os adquiridos em 100 mV (100 mV de pico a pico) foram perceptíveis ceifamentos nos picos dos complexos QRS.

A proposta de Silva (2009) utilizou um conversor sigma delta de 24 bits e, obteve a resolução de 238 nV , muito abaixo da resolução de $11,8\text{ nV}$ obtida nesse trabalho. O conversor

Figura 56 – Ruído introduzido no complexo QRS durante conversão AD a uma taxa de amostragem de 122.882 *SPS*



(a) visualização no ADCPro™ Monitor

(b) visualização no osciloscópio

Fonte: acervo do autor

utilizado por SILVA, o ADS1256, permite taxas máximas de 500 *SPS* por canal ((Texas Instruments, 2013)), o que não cumpriria o critério de *Nyquist* para aquisições de ECG com frequência de corte do FPB em 500 *Hz*. SILVA também utilizou três filtros *notch* digitais nas frequências de 60 *Hz*, 120 *Hz* e 180 *Hz*, resultando na perda de informação do conteúdo espectral do complexo QRS. Essa utilização vai de encontro às propostas da literatura, que não recomendam a utilização de filtros *notch* na banda de frequência do sinal em sistemas de aquisição de ECG (SIMSON, 1981b).

Balotin et al. (2012), apesar de utilizar um conversor de 24 *bits*, conseguiu a taxa de amostragem máxima de 500 *SPS* o que não cumpriria o critério de *Nyquist* para aquisições de ECG com frequência de corte do FPB em 500 *Hz*. A aquisição é ainda mais comprometida, pelo fato de que o *chip* utilizado, o ADS1298, possui um filtro passa-baixas com frequência de corte em 0,262 vezes a frequência de amostragem ((Texas Instruments, 2015a)). Portanto, para a taxa máxima de 500 *SPS* a $f_c = 0,262 \cdot 500 = 131$ *Hz*, não atendendo à recomendação mínima de Kligfield et al. (2007).

Com o objetivo de cumprir o critério de *Nyquist* e, a prática de aquisição de sinais biomédicos, que estabelece que a taxa de amostragem seja no mínimo 10x a maior frequência do sinal, o que implica para a eletrocardiografia uma taxa de amostragem mínima de 1500 *SPS*. A aquisição realizada nesse trabalho foi realizada em diferentes taxas de amostragem, conforme ilustram as figuras 52a e 52b, com valor mínimo de 30720 *SPS*.

7 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

A resolução de $11,8 \text{ nV}$, $20x$ maior que a máxima registrada na literatura para aquisição de ECG, alcançada nesse trabalho, constituiu um grande avanço no sistema de aquisição de eletrocardiografia. Tal resolução, permite uma visualização mais detalhada do traçado eletrocardiográfico, permitindo uma visualização aumentada de $20x$ vezes, quando comparado à aquisição tradicional com resolução, o que direciona, um novo horizonte de possibilidades na detecção de patologias, antes não detectáveis pela resolução comum.

Ganhos menores pelos amplificadores de instrumentação, permitiria uma maior resolução do sinal, todavia dispositivos com razão de modo de rejeição comum maiores que 140 dB para ganhos menores que 10 são de alto custo de aquisição e inviabilizaria a construção desse projeto, entretanto, a depender do impacto clínico para detecção de novas patologias, os custos podem ser reduzidos a partir da difusão da tecnologia.

A taxa de amostragem com nível de $1222,882 \text{ SPS}$, muito superior à maior banda de frequência do sinal, garante a preservação da informação do sinal e permite a utilização do sistema na investigação de potenciais tardios.

A plataforma de *software ADCPro* disponível pela *Texas*, permitiu o armazenamento de todos os dados de aquisição em um formato *.txt*, o que facilitou a interpretação e futuras análises dos resultados disponíveis.

A ausência de filtros passa-alta e de filtros *notch* garantem a preservação do máximo de informações do complexo adquirido e, os capacitores de tântalo apresentaram melhores resultados quanto à supressão de ruído quando comparados aos de cerâmica, quando aplicados no filtro passa-baixa. Vale a ressalva que o *ads1258* possui filtros *notch* na parte *sinc* do filtro digital, entretanto, os valores estão muito além da faixa de frequência do sinal de ECG.

A melhora na relação sinal ruído após a introdução do circuito de perna direita não se apresentou de forma expressiva, muito possivelmente pelo fato das aquisições terem sido realizadas em laboratório, que é um ambiente controlado face ao ambiente hospitalar, de forma que, os dispositivos associados a esse sistema não foram utilizados.

A medição da diferença de potencial entre o condutor neutro e o condutor terra da rede, apresentada pelo multímetro foi de $1,7 \text{ V}$, acima do valor ideal de 0 V recomendável para sistemas de aterramento predial, fato, que pode resultar em influência direta na quantidade de ruído absorvido pelo sistema aquisição.

Apesar das aquisições terem sido realizadas em laboratório, ainda sim, há a presença de múltiplas fontes de artefatos, dentre elas, pode-se citar o sistema de acionamento de elevadores, o conjunto de aparelhos de ar condicionados, ambos, conectados à mesma rede elétrica das

fontes de alimentação do laboratório. Há também interferência pelo fluxo contínuo de pessoas, interferência eletromagnética a partir de lâmpadas fluorescentes, dispositivos portáteis como *smartphones*, *bluetooths*, redes *access point* para *internet*, monitores de LCD, *no-breaks*, fontes chaveadas de computadores e etc.

7.1 Trabalhos Futuros

Projetar um circuito de aquisição dedicado para o ads1258 sem a utilização da placa de desenvolvimento do tipo *evaluation boards* pode ser uma alternativa interessante, uma vez que, no projeto têm-se a possibilidade de eliminação de funcionalidades do dispositivo que não estejam relativas ao sistema de aquisição.

A utilização de baterias como fonte de alimentação para todo o sistema de aquisição sem a utilização de conversores chaveados para adequação da tensão para os componentes que trabalham com diferentes níveis de tensão, seria um caminho interessante para a portabilidade do protótipo.

Construir um sistema de aterramento individual para o paciente e outro para o sistema de aquisição pode auxiliar no diagnóstico e no tratamento adequado das fontes de ruído.

Seria indicado desenvolver um sistema de circuito de perna direita ajustável às condições de medições e, aos parâmetros fisiológicos do paciente.

O envio dos dados por tecnologia sem fio, do tipo *bluetooth* ou *wireless* seria útil não apenas pela portabilidade, mas também, na redução de cabos do sistema de aquisição, por consequência na influência do ruído.

A combinação de diferentes topologias de aquisição, de maneira simultânea, aliadas à utilização de transformadas para análise do conteúdo espectral do sinal, pode ser uma ferramenta útil no auxílio ao diagnóstico.

Utilizar os dados obtidos em alta resolução para criação de um modelo de circuito elétrico equivalente, sensível e dinâmico às características individuais do paciente, permitiria um novo paradigma de diagnóstico no ramo da eletrocardiografia.

Realizar as aquisições em um ambiente com blindagem eletromagnética e acústica, seria um caminho interessante para modelagem das fontes de ruído.

Realizar o projeto dos circuitos integrados e desenvolvê-los em ambiente nacional, eliminaria os custos de importação dos dispositivos e seria uma rota possível para disponibilidade do equipamento nos setores que compreendem a rede pública de saúde.

REFERÊNCIAS

- Analog Devices. *EMI, RFI, and Shielding Concepts: Mt-095 tutorial*. 2009. Disponível em: <<http://www.analog.com/media/en/training-seminars/tutorials/MT-095.pdf>>. Acesso em: 18 jun. 2017. Citado na página 49.
- ASSOCIATION, A. H. et al. Committee for the standardization of precordial leads. standardization of precordial leads: supplementary report. *Am Heart J*, v. 15, p. 235–39, 1938. Citado na página 33.
- BALOTIN, A. F. et al. Sistema integrado para a análise quantitativa da repolarização cardíaca. 2012. Citado 3 vezes nas páginas 21, 64 e 65.
- BARBOSA, P. R. B. *Efeito da Ponderação da Média Coerente e da Filtragem na Detecção de Potenciais Tardios Ventriculares no Eletrocardiograma de Alta Resolução*. Tese (Tese de Doutorado) — Programa da Pós-Graduação em Engenharia da Universidade do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil, 2003. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 44.
- BERBARI, E. J. et al. Noninvasive technique for detection of electrical activity during the pr segment. *Circulation*, Am Heart Assoc, v. 48, n. 5, p. 1005–1013, 1973. Citado na página 16.
- BERBARI, E. J. et al. The his-purkinje electrocardiogram in man: an initial assessment of its uses and limitations. *Circulation*, Am Heart Assoc, v. 54, n. 2, p. 219–224, 1976. Citado na página 16.
- BERSON, A. S.; PIPBERGER, H. V. Skin-electrode impedance problems in electrocardiography. *American Heart Journal*, v. 76, n. 4, p. 514 – 525, 1968. ISSN 0002-8703. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0002870368901385>>. Citado na página 63.
- BIBLIOTECA DIGITAL BRASILEIRA DE TESES E DISSERTAÇÕES. Disponível em: <<http://bdtd.ibict.br/vufind/>>. Acesso em: 8 jan. 2017. Citado na página 20.
- BOLDRINI, J. L. et al. *Álgebra linear*. [S.l.]: Harper & Row, 1980. Citado na página 38.
- BREITHARDT, G. et al. Standards for analysis of ventricular late potentials using high-resolution or signal-averaged electrocardiography: a statement by a task force committee of the european society of cardiology, the american heart association, and the american college of cardiology. *Journal of the American College of Cardiology*, Elsevier, v. 17, n. 5, p. 999–1006, 1991. Citado na página 45.
- BRONZINO, J. D. *Biomedical engineering handbook*. [S.l.]: CRC press, 1999. v. 2. Citado 6 vezes nas páginas 22, 23, 24, 25, 27 e 47.
- CARNEIRO, E. F. *O eletrocardiograma: 10 anos depois*. [S.l.]: Liv. Ed. Eneas Ferreira Carneiro, 1989. Citado 6 vezes nas páginas 16, 29, 30, 31, 33 e 36.
- Center for Devices and Radiological Health. *Guidance for Industry: Diagnostic ecg guidance (including non-alarming stsegment measurement)*. 1998. Disponível em: <<https://www.fda.gov/downloads/medicaldevices/deviceregulationandguidance/guidancedocuments/ucm073943.pdf>>. Acesso em: 18 jun. 2017. Citado na página 64.

DAWSON, G. Cerebral responses to electrical stimulation of peripheral nerve in man. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, BMJ Publishing Group Ltd, v. 10, n. 3, p. 134–140, 1947. Citado na página 15.

EINTHOVEN, W. Die galvanometrische registrering des menschlichen elektrokardiogramms, zugleich eine beurtheilung der anwendung des capillar-elektrometers in der physiologie. *Pflügers Archiv European Journal of Physiology*, Springer, v. 99, n. 9, p. 472–480, 1903. Citado na página 18.

EINTHOVEN, W. Weiteres über das elektrokardiogramm. *Archiv für die gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere*, v. 122, n. 12, p. 517–584, May 1908. ISSN 1432-2013. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/BF01677829>>. Citado 3 vezes nas páginas 18, 19 e 31.

EINTHOVEN, W.; FAHR, G.; WAART, A. de. Über die richtung und die manifeste grösse der potentialschwankungen im menschlichen herzen und über den einfluss der herzlage auf die form des elektrokardiogramms. *Pflüger's Archiv für die gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere*, v. 150, n. 6, p. 275–315, Mar 1913. ISSN 1432-2013. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/BF01697566>>. Citado 4 vezes nas páginas 19, 31, 37 e 46.

FRANK, E. An accurate, clinically practical system for spatial vectorcardiography. *Circulation*, American Heart Association, Inc., v. 13, n. 5, p. 737–749, 1956. ISSN 0009-7322. Disponível em: <<http://circ.ahajournals.org/content/13/5/737>>. Citado 5 vezes nas páginas 39, 40, 41, 42 e 43.

GOLDBERGER, A. L. *Clinical electrocardiography: a simplified approach*. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 16.

GOLDBERGER, E. A simple, indifferent, electrocardiographic electrode of zero potential and a technique of obtaining augmented, unipolar, extremity leads. *American Heart Journal*, Elsevier, v. 23, n. 4, p. 483–492, 1942. Citado 3 vezes nas páginas 19, 35 e 36.

GOMES, J. A. The signal averaged ecg: a historical perspective. In: _____. *Signal Averaged Electrocardiography: Concepts, Methods and Applications*. Dordrecht: Springer Netherlands, 1993. p. 3–10. Citado na página 42.

GOOGLE ACADÊMICO. Disponível em: <<https://scholar.google.com.br>>. Acesso em: 20 jan. 2017. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 21.

GRISHMAN, A.; SCHERLIS, L.; LASSER, R. P. Spatial vectorcardiography. *The American Journal of Medicine*, v. 14, n. 2, p. 184 – 200, 1953. ISSN 0002-9343. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0002934353900187>>. Citado na página 37.

GUIMARÃES, J. I.; MOFFA, P. J.; UCHIDA, A. H. Normatização dos equipamentos e técnicas para a realização de exames de eletrocardiografia e eletrocardiografia de alta resolução. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, SciELO Brasil, v. 80, p. 572–578, 2003. Citado na página 15.

HISHIMOTO, Y.; SAWAYAMA, T. Non-invasive recording of his bundle potential in man. simplified method. *British heart journal*, BMJ Publishing Group Ltd and British Cardiovascular Society, v. 37, n. 6, p. 635–639, 1975. Citado na página 16.

HON, E.; LEE, S. Noise reduction in fetal electrocardiography: II. averaging techniques. *American journal of obstetrics and gynecology*, Elsevier, v. 87, n. 8, p. 1086–1096, 1963. Citado na página 16.

HON, E.; LEE, S. Averaging techniques in fetal electrocardiography. *Medical electronics and biological engineering*, Springer, v. 2, n. 1, p. 71–76, 1964. Citado na página 16.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. *Pesquisa Nacional de Saúde 2013: percepção do estado de saúde, estilos de vida e doenças crônicas*. 2014. Citado na página 15.

JARRETT, J. R.; FLOWERS, N. C.; JOHN, A. C. Signal-averaged electrocardiography: History, techniques, and clinical applications. *Clinical Cardiology*, Wiley Periodicals, Inc., v. 14, n. 12, p. 984–994, 1991. ISSN 1932-8737. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1002/clc.4960141209>>. Citado 5 vezes nas páginas 16, 42, 43, 44 e 45.

JERRI, A. J. The shannon sampling theorem—its various extensions and applications: A tutorial review. *Proceedings of the IEEE*, IEEE, v. 65, n. 11, p. 1565–1596, 1977. Citado na página 28.

KAISER, R.; KNIGHT, W. Digital signal averaging. *Journal of Magnetic Resonance (1969)*, Elsevier, v. 36, n. 2, p. 215–220, 1979. Citado na página 15.

KLIGFIELD, P. et al. Recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram. *Circulation*, American Heart Association, Inc., v. 115, n. 10, p. 1306–1324, 2007. ISSN 0009-7322. Disponível em: <<http://circ.ahajournals.org/content/115/10/1306>>. Citado 4 vezes nas páginas 28, 62, 63 e 65.

LANGNER, P. H. The value of high fidelity electrocardiography using the cathode ray oscillograph and an expanded time scale. *Circulation*, Am Heart Assoc, v. 5, n. 2, p. 249–256, 1952. Citado na página 15.

LANGNER, P. H.; LAUER, J. A. The relative significance of high-frequency and low-frequency notching in the electrocardiogram. *American heart journal*, Elsevier, v. 71, n. 1, p. 34–42, 1966. Citado na página 15.

LATHI, B. P. *Modern Digital and Analog Communication Systems 3e Osece*. [S.l.]: Oxford university press, 1998. Citado na página 29.

LILLY, L. S. *Braunwald's heart disease: a textbook of cardiovascular medicine*. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2012. v. 1. Citado na página 15.

LUNA, A. B. de et al. *Clinical electrocardiography: a textbook*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2012. Citado na página 31.

MACFARLANE, P. W. et al. *Comprehensive electrocardiology*. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2010. Citado 12 vezes nas páginas 15, 25, 30, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 41, 45 e 64.

MACGREGOR, D. C.; ROZANSKI, J.; CASTELLANOS, A. Clinical evaluation of an improved high resolution ecg cart for recording the his bundle electrogram non-invasively. *Pacing and Clinical Electrophysiology*, Wiley Online Library, v. 3, n. 4, p. 479–484, 1980. Citado na página 16.

MASON, R. E.; LIKAR, I. A new system of multiple-lead exercise electrocardiography. *American Heart Journal*, v. 71, n. 2, p. 196 – 205, 1966. ISSN 0002-8703. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0002870366901827>>. Citado na página 62.

- MEHL, E. L. M. *Resistores Fixos de Película de Carbono ou Película Metálica*. 2007. Disponível em: <<http://www.eletrica.ufpr.br/mehl/te067/gradador/resistores.pdf>>. Acesso em: 01 mai. 2017. Citado na página 48.
- NAÏT-ALI, A. *Advanced biosignal processing*. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2009. Citado na página 25.
- NATIONAL CENTER FOR BIOTECHNOLOGY INFORMATION. NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE. NATIONAL INSTITUTES OF HEALTH. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/>>. Acesso em: 16 jan. 2017. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 21.
- NOBRE, F.; JUNIOR, C. V. S. Tratado de cardiologia socesp. In: *Tratado de cardiologia SOCESP*. [S.l.]: Manole, 2005. Citado na página 34.
- PAHLM, O. et al. Evaluation of changes in standard electrocardiographic qrs waveforms recorded from activity-compatible proximal limb lead positions. *The American Journal of Cardiology*, v. 69, n. 3, p. 253 – 257, 1992. ISSN 0002-9149. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/000291499291315U>>. Citado na página 62.
- PORTAL DE PERIÓDICOS DA COORDENAÇÃO DE APERFEIÇOAMENTO DE PESSOAL DE NÍVEL SUPERIOR. Disponível em: <<http://www.periodicos.capes.gov.br>>. Acesso em: 12 jan. 2017. Citado na página 20.
- PROAKIS, J. G.; MANOLAKIS, D. G. *Introduction to digital signal processing*. [S.l.]: Prentice Hall Professional Technical Reference, 1988. Citado na página 29.
- PRUTCHI, D.; NORRIS, M. *Design and development of medical electronic instrumentation: a practical perspective of the design, construction, and test of medical devices*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2005. Citado na página 49.
- REIS, H. J. L. et al. *ECG: manual prático de eletrocardiograma*. [S.l.]: Atheneu, 2013. Citado na página 15.
- RIJN, A. M. V.; PEPPER, A.; GRIMBERGEN, C. High-quality recording of bioelectric events. *Medical and Biological Engineering and Computing*, Springer, v. 28, n. 5, p. 389–397, 1990. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 26.
- RODRIGUES, M. A. B. *Desenvolvimento de um instrumento virtual para aquisição e análise de sinais bioeletricos*. Dissertação (Dissertação de Mestrado) — Universidade Federal de Santa Catarina, 1997. Citado na página 25.
- SHEFFIELD, L. T. et al. Task force ii: Quality of electrocardiographic records. *The American journal of cardiology*, Elsevier, v. 41, n. 1, p. 146–157, 1978. ISSN 0002-9149. Disponível em: <[http://dx.doi.org/10.1016/0002-9149\(78\)90149-2](http://dx.doi.org/10.1016/0002-9149(78)90149-2)>. Citado na página 62.
- SILVA, G. A. C. *Projeto de um ECG de alta resolução com 12 canais e interface USB utilizando microcontrolador ARM*. Dissertação (Dissertação de Mestrado) — Universidade de Brasília, setembro 2009. Citado 3 vezes nas páginas 21, 63 e 64.
- SIMSON, M. Identification of patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction from signals in the terminal qrs complex. *Circulation*, v. 64, p. 235–242, 1981. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 21.

SIMSON, M. B. Use of signals in the terminal qrs complex to identify patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction. *Circulation*, Am Heart Assoc, v. 64, n. 2, p. 235–242, 1981. Citado 5 vezes nas páginas 16, 19, 42, 43 e 65.

SIMSON, M. B. et al. Relation between late potentials on the body surface and directly recorded fragmented electrograms in patients with ventricular tachycardia. *The American journal of cardiology*, Elsevier, v. 51, n. 1, p. 105–112, 1983. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 21.

SOUNDARAPANDIAN, K.; BERARDUCCI, M. Analog front-end design for ecg systems using delta-sigma adcs. *TI Rep. SBAA160A*, Texas Instruments, p. 1–11, 2010. Disponível em: <www.ti.com/lit/an/sbaa160a/sbaa160a.pdf>. Citado na página 27.

SYKES, A. AD Waller and the electrocardiogram, 1887. *British medical journal (Clinical research ed.)*, BMJ Group, v. 294, n. 6584, p. 1396, 1987. Citado na página 15.

TAM, H.; WEBSTER, J. G. Minimizing electrode motion artifact by skin abrasion. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-24, n. 2, p. 134–139, March 1977. ISSN 0018-9294. Citado na página 63.

TAUB, H.; SCHILLING, D. L. *Eletrônica digital*. [S.l.]: McGraw-Hill do Brasil, 1982. Citado na página 28.

Texas Instruments. *16-Channel, 24-Bit Analog-to-Digital Converter*. Texas Instruments, 2011. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/sbas297g/sbas297g.pdf>>. Citado 3 vezes nas páginas 51, 52 e 53.

Texas Instruments. *ADCPro™ User's Guide*. Texas Instruments, 2012. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ug/sbau128c/sbau128c.pdf>>. Citado na página 52.

Texas Instruments. *Very Low Noise, 24-Bit Analog-to-Digital Converter*. Texas Instruments, 2013. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1256.pdf>>. Citado na página 64.

Texas Instruments. *ADS129x Low-Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements*. Texas Instruments, 2015. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1298.pdf>>. Citado na página 65.

Texas Instruments. *INA12x Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers*. Texas Instruments, 2015. Disponível em: <www.ti.com/lit/ds/symlink/ina129.pdf>. Citado 3 vezes nas páginas 46, 47 e 49.

Texas Instruments. *TLO8xx JFET-Input Operational Amplifiers*. Texas Instruments, 2015. Disponível em: <www.ti.com/lit/ds/symlink/tl082.pdf>. Citado na página 48.

Texas Instruments. *ADS1158EVM, ADS1258EVM, ADS1158EVM-PDK, and ADS1258EVM-PDK*. Texas Instruments, 2016. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ug/sbau126d/sbau126d.pdf>>. Citado na página 54.

TIPLER, P. A.; MOSCA, G. *Física para cientistas e engenheiros. Vol. 2: eletricidade e magnetismo, óptica*. [S.l.]: Grupo Gen-LTC, 2000. Citado na página 29.

WALLER, A. D. A demonstration on man of electromotive changes accompanying the heart's beat. *The Journal of physiology*, Wiley-Blackwell, v. 8, n. 5, p. 229, 1887. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 18.

WEBSTER, J. *Medical instrumentation: application and design*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 24.

WILSON, F. N.; JOHNSTON, F. D.; KOSSMANN, C. E. The substitution of a tetrahedron for the einthoven triangle. *American Heart Journal*, v. 33, n. 5, p. 594 – 603, 1947. ISSN 0002-8703. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/000287034790077X>>. Citado na página 37.

WILSON, F. N. et al. Electrocardiograms that represent the potential variations of a single electrode. *American Heart Journal*, Elsevier, v. 9, n. 4, p. 447–458, 1934. Citado 3 vezes nas páginas 19, 32 e 35.

WILSON, F. N.; MACLEOD, A. G.; BARKER, P. S. Electrocardiographic leads which record potential variations produced by the heart beat at a single point. *Proceedings of the Society for Experimental Biology and Medicine*, SAGE Publications Sage UK: London, England, v. 29, n. 8, p. 1010–1012, 1932. Citado na página 19.

WINTER, B. B.; WEBSTER, J. G. Driven-right-leg circuit design. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, IEEE, n. 1, p. 62–66, 1983. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 28.

WINTER, B. B.; WEBSTER, J. G. Reduction of interference due to common mode voltage in biopotential amplifiers. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, IEEE, n. 1, p. 58–62, 1983. Citado na página 28.

WORLD HEALTH ORGANIZATION AND OTHERS. Noncommunicable diseases progress monitor 2015. In: *Noncommunicable diseases progress monitor 2015*. [S.l.], 2015. Citado na página 15.