

Universidade de Brasília – UnB
Faculdade UnB Gama – FGA
Engenharia Eletrônica

**Projeto conceitual de um módulo de aquisição
de ECG para aplicações em *homecare***

Autor: Gabriel Martins Ribeiro
Orientador: Prof. Dr. Euler de Vilhena Garcia

Brasília, DF
2023



Gabriel Martins Ribeiro

**Projeto conceitual de um módulo de aquisição de ECG
para aplicações em *homecare***

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Universidade de Brasília – UnB

Faculdade UnB Gama – FGA

Orientador: Prof. Dr. Euler de Vilhena Garcia

Brasília, DF

2023

Gabriel Martins Ribeiro

Projeto conceitual de um módulo de aquisição de ECG para aplicações em *homecare*/ Gabriel Martins Ribeiro. – Brasília, DF, 2023-

88 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Prof. Dr. Euler de Vilhena Garcia

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília – UnB
Faculdade UnB Gama – FGA , 2023.

1. Simulação de aquisição de ECG em *homecare*. 2. Projeto conceitual. I. Prof. Dr. Euler de Vilhena Garcia. II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. Projeto conceitual de um módulo de aquisição de ECG para aplicações em *homecare*

CDU 02:141:005.6

Gabriel Martins Ribeiro

Projeto conceitual de um módulo de aquisição de ECG para aplicações em *homecare*

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 27 de Julho de 2023:

Prof. Dr. Euler de Vilhena Garcia
Orientador

**Profa. Dra. Claudia Patricia Ochoa
Diaz**
Convidado 1

Prof. Dr. Roberto de Souza Baptista
Convidado 2

Brasília, DF
2023

*“Não vos amoldeis às estruturas deste mundo,
mas transformai-vos pela renovação da mente,
a fim de distinguir qual é a vontade de Deus:
o que é bom, o que Lhe é agradável, o que é perfeito.
(Bíblia Sagrada, Romanos 12, 2)*

Resumo

Doenças cardiovasculares (DCVs) são as principais causadoras de óbitos entre idosos no mundo, conseqüentemente o monitoramento correto dos sinais cardíacos é tarefa crítica para a medicina moderna. Os equipamentos usados para diagnóstico clínico de DCVs devem ser adequados ao contexto em que o paciente está inserido, além de apresentar confiabilidade técnica desde a etapa de aquisição dos sinais. Nesse contexto, desenvolveu-se o projeto informacional e conceitual (baseado no modelo de projeto PRODIP - Projeto Integrado de Produtos) de um módulo de aquisição de ECG (Eletrocardiograma) que atende as principais normas técnicas vigentes. Para verificar o funcionamento do módulo projetado, foi realizada simulação de cada etapa separada do módulo completo, utilizando o software LT Spice versão 17.1.8. Inicialmente, o sistema capta o ECG sintético por meio de 3 eletrodos estrategicamente posicionados no corpo do paciente. O sinal cardíaco foi, então, condicionado em amplitude e banda (atenuando-se ruídos externos) para que estivesse dentro da faixa de aquisição de 0,05 Hz à 150 Hz (estabelecida pela norma AAMI EC 11). Além disso (considerando a limitação de locomoção da população idosa), realizou-se revisão de literatura científica de equipamentos para monitoramento remoto de ECG em *homecare*, utilizando Internet das Coisas (*Internet of Things - IoT*). A partir da literatura encontrada nos últimos 10 anos, construiu-se uma matriz de Pugh a fim de definir o estado da arte em equipamento para diagnóstico e monitoramento de ECG no cenário de *homecare*. O eletrocardiógrafo D-Heart apresentou a maior pontuação por obedecer à maioria dos critérios estabelecidos. Outrossim, observou-se através de simulação, que o eletrodo comum Ag/AgCl (prata/cloreto de prata) possui melhor performance na aquisição de ECG sintético que o eletrodo do tipo capacitivo de aço inoxidável, por haver conservado o aspecto triangular do sinal original e atenuado melhor o ruído em amplitude e banda. Porém, o eletrodo capacitivo não necessita de contato com a pele do paciente, facilitando a sua aplicação. Destarte, como o objetivo principal desse trabalho foi garantir qualidade na etapa inicial de aquisição do sinal cardíaco e estabelecimento do cenário de interesse (*homecare*), futuros trabalhos poderão implementar as demais etapas de processamento e apresentação do sinal de ECG com mais precisão e com qualidade aceitável para diagnóstico clínico, baseado nas normas pesquisadas e no D-Heart. Através da representação gráfica desses dados, os *stakeholders* (médicos, parentes e demais pessoas interessadas nas informações cardíacas) poderão monitorar remotamente (via *bluetooth*), na casa do paciente, a condição de saúde cardíaca do mesmo.

Palavras-chaves: Simulação de aquisição de ECG. Projeto conceitual. Revisão de literatura científica. *Homecare*. Eletrodos.

Abstract

Cardiovascular diseases (CVDs) are the main cause of death among the elderly in the world, consequently the correct monitoring of cardiac signals is critical for modern medicine. The equipment used for the clinical diagnosis of CVDs must be adequate to the context in which the patient is inserted, in addition to presenting technical reliability from the stage of signal acquisition. In this context, an informational and conceptual project was developed (based on the PRODIP project model - Integrated Product Project) of an ECG (Electrocardiogram) acquisition module that meets the main current technical standards. To verify the functioning of the designed module, a computational simulation of each separate step of the complete module was carried out, using the LT Spice software version 17.1.8. Initially, the system captures the synthetic ECG through 3 electrodes strategically placed on the patient's body. The cardiac signal was then conditioned in amplitude and band (attenuating external noise) so that it was within the acquisition range of 0.05 Hz to 150 Hz (established by the AAMI EC 11 Standard). In addition (considering the limited mobility of the elderly population), a scientific literature review was carried out on equipment for remote ECG monitoring in homecare, using Internet of Things (Internet of Things - IoT). From the literature found in the last 10 years, a Pugh matrix was constructed in order to define the state of the art in equipment for diagnosis and monitoring of ECG in the scenario of homecare. The D-Heart electrocardiograph had the highest score for meeting most of the established criteria. Furthermore, it was observed through simulation that the common electrode Ag/AgCl (silver/silver chloride) has better quality in the acquisition of synthetic ECG than the electrode of the capacitive type of stainless steel, for having preserved the triangular aspect of the original signal and further attenuated the noise in amplitude and band. However, the capacitive electrode does not require contact with the patient's skin, facilitating its application in homecare scenario. Thus, once the main goal of this project is to guarantee the quality of the first step of cardiac signal acquisition and establishment of the scenario of interest (homecare), future studies may implement other processing steps and present the ECG signal with more precision and with acceptable quality for clinical diagnosis, based on standards and D-Heart electrocardiograph. Through the graphical representation of this data, the stakeholders (doctors, relatives and other people interested in cardiac information) can remotely monitor the patient's cardiac health condition via bluetooth, in the patient's home.

Key-words: ECG acquisition simulation. Conceptual project. Scientific literature review. Homecare. Electrodes.

Lista de ilustrações

| | |
|--|----|
| Figura 1 – Causas de mortes entre os anos 1990 e 2019 no Distrito Federal, para cada 100000 indivíduos de ambos os sexos com mais de 70 anos. Fonte:(SITECARDIO,) | 24 |
| Figura 2 – Mercado mundial de tecnologia por área e crescimento de vendas, entre 2017 e 2024. Fonte:(SITEEVLGRP,). | 25 |
| Figura 3 – Engenharia sequencial e simultânea. Fonte:(BACK et al., 2008). | 30 |
| Figura 4 – Principais parâmetros de <i>design</i> de filtros digitais. F_c , frequência de corte de -3dB. A_0 , ganho do filtro. A_{sb} , atenuação de banda de parada. F_s , a frequência do intercepto para a atenuação de banda de parada. Fonte:(BECCHETTI; NERI, 2013). | 34 |
| Figura 5 – Conexões dos eletrodos RA, LA e RL no paciente, além do circuito da perna direita como amplificador operacional e o amplificador de instrumentação gerando a saída V_o . Fonte:(SEGURA-JUÁREZ et al., 2004) | 35 |
| Figura 6 – Termos de busca incluídos nas bases de dados Pubmed, Lilacs e Em-base. Em todas as bases foram pesquisados os títulos e resumos dos estudos. | 38 |
| Figura 7 – Parâmetros para seleção dos estudos após filtragem de títulos e resumos lidos. | 41 |
| Figura 8 – Informações obtidas nos manuais dos produtos comerciais selecionados | 42 |
| Figura 9 – Diagrama de blocos do módulo de aquisição de sinal cardíaco completo. Os eletrodos estão identificados: RL (perna direita, do inglês right leg), LA(braço esquerdo, do inglês left arm), RA(braço direito, do inglês right arm). AI refere-se ao bloco do Amplificador de Instrumentação; PD, refere-se ao circuito da Perna direita; FPA, ao Filtro Passa-Altas; FPB, filtro Passa-Baixas;A.Ganho, ajuste de ganho;Saída identifica o sinal de ECG após passar por todas as etapas anteriores do módulo. Fonte: (Autoria própria). | 44 |
| Figura 10 – Circuito Amplificador de instrumentação e Circuito da perna direita . . | 45 |
| Figura 11 – Circuito do filtro passa-altas com 3 estágios. | 46 |
| Figura 12 – Circuito do filtro passa-baixas. Fonte: (BECCHETTI; NERI, 2013) . . | 47 |
| Figura 13 – Circuito de ajuste de ganho. Saída de 1.02V referente à entrada de 933 mV, com ganho de 1.09. Para ganhos de 1.1 e 1.067, tem-se que o valor de R_i deve ser de 10Ω e R_f de 150Ω ou 100Ω . Quando a chave seletora S_1 estiver aberta, o valor de R_f é de 150Ω e quando está fechada é de 100Ω . Fonte: Autoria própria. | 49 |

| | |
|---|----|
| Figura 14 – Esquemático do modelo de eletrodo de aço inoxidável. Foi projetada uma entrada de pulso triangular de tensão de pico de 0,875 mV e período de 46,875 ms. Os valores dos resistores R33, R34, R35 e R36 foram de respectivamente, 3289.4 K Ω e 856.4 Ω . O Valor dos capacitores usado foi de 4.9 nF | 50 |
| Figura 15 – Circuito equivalente dos diferentes modelos de eletrodo. Ehc (Half-cell potential) possui um valor irrisório e representa a diferença de potencial entre a pele ou eletrólito (gel ou suor) e o eletrodo, como resultado de íons que residem entre o eletrodo e a pele. Cd é a capacitância que armazena as cargas que são colocadas entre o eletrodo e a pele. A resistência que pode ocorrer para a transferência de carga entre a pele e o eletrodo é representada por Rd. A resistencia em série Rs representa a resistência do gel eletrólito e suor. Fonte:(ALBULBUL, 2016) | 50 |
| Figura 16 – Pulsos triangulares baseado no estudo de Ruha (RUHA; SALLINEN; NISSILä, 1997), simulando sinal de ECG artificial com tempo de aquisição de 350 ms, amplitudes de 0.875 mV para eletrodo RA e 1.3125 mV para eletrodo LA. Tempo de subida de 21,8875 ms (linha preta tracejada) e tempo de descida de 25 ms. Fonte: Autoria própria. | 51 |
| Figura 17 – Fluxo de identificação e seleção de estudos. N:quantidade de artigos. Fonte: Autoria própria. | 56 |
| Figura 18 – Matriz de Pugh. O Gamma Cardio CG foi utilizado como referência, sendo comparada com os modelos comerciais Eletrodoctor, ECG Watch e D-Heart. | 59 |
| Figura 19 – Simulação Circuito Amplificador de instrumentação e Circuito da perna direita. Ganho de 100 (ou 40dB), com uma frequência de corte aproximada $f_c = 100$ Hz, como observa-se pela linha vermelha da simulação. Observa-se pela linha preta pontilhada da figura que a entrada do ECG é estável abaixo de 4 KHz, onde o sinal de modo comum V_c é intensamente atenuado. Também observa-se que acima de 10KHz o circuito PD não tem efeito, uma vez que não há atenuação do modo comum. | 60 |
| Figura 20 – Simulação do circuito filtro passa-altas. As linhas espessas de mesma cor correspondem à magnitude e as pontilhadas à fase, respectivamente. Possui uma frequência de corte de 0.7Hz, abaixo da qual as frequências menores são atenuadas.As linhas verticais pretas pontilhadas marcam a queda de 3dB limitando na banda de 0,7 Hz a 182Hz. | 61 |

| | |
|---|----|
| Figura 21 – Inclinação de 40 dB em 1 década. As linhas verticais pretas pontilhadas estão marcando respectivamente 20 mHz e 200 mHz no eixo das frequências e 0 e 40 dB no eixo das ordenadas. As linhas espessas de mesma cor correspondem à magnitude e as pontilhadas à fase, respectivamente. | 61 |
| Figura 22 – Simulação Circuito passa-baixas. As linhas espessas de mesma cor correspondem à magnitude e as pontilhadas à fase, respectivamente. Possui uma frequência de corte de 175Hz identificada visualmente pela linha vertical preta pontilhada, onde encontra-se uma atenuação de -3dB no sinal da amplitude referente a linha azul espessa. | 62 |
| Figura 23 – Inclinação de 160 dB em 1 década. As linhas espessas de mesma cor correspondem à magnitude e as pontilhadas à fase, respectivamente. As linhas verticais pretas pontilhadas estão marcando respectivamente 1 KHz e 10 KHz | 63 |
| Figura 24 – Simulação transiente do circuito de ajuste de ganho. A saída Vout em vermelho, está sendo chaveada entre os valores aproximados de 1V e 1.5V. | 63 |
| Figura 25 – Simulação do ganho de cada bloco de aquisição. Em vermelho visualiza-se o ganho do circuito de filtragem completo. Em verde está o ganho do circuito da perna direita. Em azul escuro, filtro passa altas. Em azul claro apresenta-se o ganho do circuito de aquisição completo com ganho variando entre 63.3 e 60dB, a depender do ajuste de ganho de 1 e 1.5. A linha pontilhada vertical preta mostra a banda de aquisição do ECG completo de 0,7Hz à 175Hz. | 64 |
| Figura 26 – Simulação do ganho de 60dB do módulo de aquisição de sinal do eletrocardiógrafo completo. A linha pontilhada vertical preta mostra a banda de aquisição do ECG completo de 0,7Hz à 175Hz. | 65 |
| Figura 27 – Simulação do ECG com o modelo de eletrodo Ag/AgCl após a inserção do ECG sintético da figura 16. O sinal de ECG apresentou uma inclinação suave nas regiões de subida e descida do pulso triangular. Apresentou 0.65 V de tensão pico-a-pico. | 65 |
| Figura 28 – Simulação da saída do eletrocardiógrafo com o modelo de eletrodo de aço inoxidável após inserção do ECG sintético de pulso triangular da figura 16. O sinal de ECG de saída apresentou uma alteração do aspecto triangular do sinal de ECG sintético de entrada. Com uma tensão pico-a-pico de 10mV. Fonte: Autoria própria | 66 |
| Figura 29 – Modelo de onda completa de ECG sintético, do estudo [(ALBULBUL, 2016)] | 67 |

| | |
|--|----|
| Figura 30 – ECG sintético final. Somou-se um pulso circular com atraso de 170 ms e amplitude de pico de 0.4 mV. Esse pulso foi colocado em série com um pulso triangular de tensão de pico de -0.125 mV. Após isso, somou-se o sinal gerado ao pulso triangular original apresentado na figura 16. | 67 |
| Figura 31 – Adaptação do circuito da figura 10 para simulação do modelo de eletrodo Ag/AgCl na configuração unipolar (RA e LA aterrados). Observa-se que foram retirados os eletrodos R5 e R8 presentes em [10], pois os mesmos referem-se à resistência do eletrodo que já está representada pelos resistores R34 e R36 da figura 31. | 68 |
| Figura 32 – ECG com ruído. Esse sinal corresponde à sobreposição dos sinais que saem dos modelos de eletrodos da figura 31. | 69 |
| Figura 33 – Saída do sinal do ECG em frequência com ruído atenuado. Foi preservada a banda de aquisição de 0,7 Hz à 175 Hz. Porém houve uma atenuação de -270 dB em relação à simulação sem os eletrodos 26. | 69 |
| Figura 34 – Saída do sinal de ECG total no domínio do tempo com o ruído atenuado e tensão pico a pico de 0,7 V. Os sinais de entrada 0.875 mV (eletrodo LA) e -0.125 mV (eletrodo RL) foram sobrepostos na saída e amplificados com um ganho próximo a 1000. | 70 |

Lista de tabelas

| | |
|--|----|
| Tabela 1 – Detalhamento da exclusão de artigos após leitura de título e resumo. N:quantidade de artigos excluídos | 55 |
| Tabela 2 – Detalhamento da quantidade de artigos encontrados no site de cada base de dados. N:quantidade de artigos encontrados | 55 |
| Tabela 3 – Tabela de extração dos artigos completos | 83 |

Lista de abreviaturas e siglas

| | |
|--------|---|
| ECG | Eletrocardiograma |
| DCV | Doença Cardiovascular |
| OMS | Organização Mundial da Saúde |
| IoT | <i>Internet of Things</i> |
| PIB | Produto Interno Bruto |
| TIC | Tecnologia da Informação e Comunicação |
| PRODIP | Projeto de Desenvolvimento Integrado de Produtos |
| MVP | <i>Minimum Viable Product</i> |
| SBC | Sociedade Brasileira de Cardiologia |
| DAC | Doença Arterial Coronariana |
| IAM | Infarto agudo do miocárdio |
| STEMI | <i>ST-elevation myocardial infarction</i> |
| MINOCA | <i>Miocardial Infarction with non-obstructive coronary arteries</i> |
| IAMCST | Infarto agudo do miocárdio com supradesnivelamento do segmento ST |
| OPAS | Organização Pan-americana de Saúde |
| GRB | Gerenciador de referências bibliográficas |
| DOI | <i>Digital Object Identifier</i> |
| ANS | Agencia Nacional de Saúde Suplementar |
| CFM | Conselho Federal de Medicina |
| EAS | Estabelecimento Assistencial de Saúde |
| RLC | <i>Right Leg Circuit</i> |
| RA | <i>Right arm</i> |
| LA | <i>Left arm</i> |

| | |
|-------|---|
| RL | <i>Right leg</i> |
| DC | <i>Direct Current</i> |
| Vc | <i>Voltage Commom</i> |
| AD | Analógico-digital |
| CMRR | <i>Commom Mode Rejection Ratio</i> |
| AmpOp | Amplificador operacional |
| MFT | <i>Multiple Feedback Topology</i> |
| PD | Perna direita |
| ISSN | <i>International Standard Serial Number</i> |
| AAMI | <i>Association for the Advancement of Medical Instrumentation</i> |
| IEC | <i>International Eletrotechnical Commission</i> |
| Hz | Hertz |
| dB | Decibéis |

Lista de símbolos

| | |
|----|----------------------------|
| \$ | Moeda do dólar |
| € | Moeda do euro |
| Ω | Símbolo de ômega maiúsculo |

Sumário

| | | |
|------------|---|-----------|
| 1 | INTRODUÇÃO | 23 |
| 1.1 | Objetivos | 26 |
| 1.1.1 | Objetivos específicos | 26 |
| 1.2 | Estrutura da Monografia | 27 |
| 2 | FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA | 29 |
| 2.1 | Matriz de Pugh | 29 |
| 2.2 | Fases do projeto de produto | 30 |
| 2.3 | Normas técnicas aplicáveis a eletrocardiógrafos | 31 |
| 2.4 | Condicionamento de ECG e terra ativo em eletrocardiógrafos | 32 |
| 2.4.1 | Filtro passa-baixas | 33 |
| 2.4.2 | Filtro passa-altas | 34 |
| 2.4.3 | Circuito com terra ativo | 34 |
| 3 | METODOLOGIA | 37 |
| 3.1 | Revisão de Literatura Científica | 37 |
| 3.1.1 | Critérios de inclusão e Busca de evidências: | 37 |
| 3.1.2 | Seleção dos estudos e Extração de dados | 39 |
| 3.2 | <i>Benchmarking</i> de produtos comerciais | 41 |
| 3.3 | Projeto informacional | 43 |
| 3.4 | Projeto conceitual e simulações | 44 |
| 3.4.1 | Amplificador de instrumentação e Circuito da perna direita | 44 |
| 3.4.2 | Filtro passa-altas | 46 |
| 3.4.3 | Filtro passa-baixas | 46 |
| 3.4.4 | Ajuste de ganho | 48 |
| 3.4.5 | Simulação completa e os modelos de eletrodos | 49 |
| 4 | RESULTADOS E DISCUSSÃO | 53 |
| 4.1 | Revisão de literatura científica | 53 |
| 4.2 | Benchmarking de produtos comerciais | 57 |
| 4.3 | Projeto informacional | 59 |
| 4.4 | Projeto conceitual e simulações | 60 |
| 4.4.1 | Amplificador de instrumentação e Circuito da perna direita | 60 |
| 4.4.2 | Filtro passa-altas | 60 |
| 4.4.3 | Filtro passa-baixas | 62 |
| 4.4.4 | Ajuste de ganho | 63 |

| | | |
|----------|---|-----------|
| 4.4.5 | Simulação completa e os modelos de eletrodos | 64 |
| 5 | CONCLUSÕES | 71 |
| | REFERÊNCIAS | 73 |
| | APÊNDICES | 75 |
| | APÊNDICE A – TERMOS DE BUSCA COMPLETOS USADOS NA PESQUISA DA BASE PUBMED | 77 |
| | APÊNDICE B – TABELAS DE EXTRAÇÃO DE DADOS DOS AR- TIGOS COMPLETOS | 83 |

1 Introdução

O crescimento populacional e a proporção elevada de idosos tornam o aperfeiçoamento dos serviços médicos cardiológicos, tanto nas cidades quanto em locais remotos, um empreendimento inadiável. Fatores socioeconômicos e geográficos influenciam diretamente na redução da taxa de acessibilidade aos serviços médicos de qualidade, aumentando-se o risco de desenvolver doenças cardiovasculares (DCV) (SAHA et al., 2017). As DCVs são desordens que afetam os vasos sanguíneos e o coração, as quais poderiam ser melhor diagnosticadas, controladas e prevenidas com o monitoramento e análise de eletrocardiograma (ECG) a partir de dispositivos que possuam confiabilidade técnica. (SERHANI et al., 2020)

Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), as DCV são a principal causa de óbitos no mundo, com aproximadamente 17,9 milhões de vidas perdidas por ano, número este que representa cerca de 32% de todas as mortes registradas no mundo. (SITEWHO,) Ainda, segundo a OMS, cerca de 75% das mortes causadas por DVCs ocorrem em países pobres ou em desenvolvimento devido à falta de assistência médica primária para a detecção dessas doenças ainda em estágios iniciais, sendo as populações mais pobres as mais afetadas (SERHANI et al., 2020). No Brasil, segundo o Ministério da Saúde, cerca 300 mil pessoas são acometidas por Infarto Agudo do Miocárdio por ano, sendo que destes, 30% levam à casos de morte, estimando-se ainda que haverá aumento de até 250% no número de casos, até 2040. Segundo estudo realizado no ano de 2017, as DCV representaram 28% do total de óbitos ocorridos no Brasil nos 5 anos anteriores à pesquisa. Os custos por DCV foram de R\$ 37,1 bilhões de reais no ano de 2015, um aumento percentual de 17% no período de 2010 a 2015. Os custos estimados por mortes prematuras por DCV representam 61% do total de custo por DCV, os custos diretos com internações e consultas foram de 22%. Os gastos com saúde no Brasil são estimados em 9,5% do PIB, já o custo médio das DCV foi estimado em 0,7% do Produto Interno Bruto (PIB) do país (SIQUEIRA; SIQUEIRA-FILHO; LAND, 2017).

A partir da análise gráfica (figura 1) referente ao número de causas de óbitos entre 1990 e 2019, no Distrito Federal, constata-se que as DCV constituem o maior problema de saúde enfrentado por idosos no Brasil, em especial na capital federal. A ferramenta de análise gráfica interativa utilizada nessa pesquisa encontra-se disponível, gratuitamente, no site (SITEMCARDIO,).

Apesar de grande parte das DCVs serem possíveis de se prevenir, verifica-se um crescimento do número de casos, devido a quantidade e qualidade de medidas preventivas mostrar-se insuficiente para combatê-las. Dispositivos de monitoramento cardíaco são os

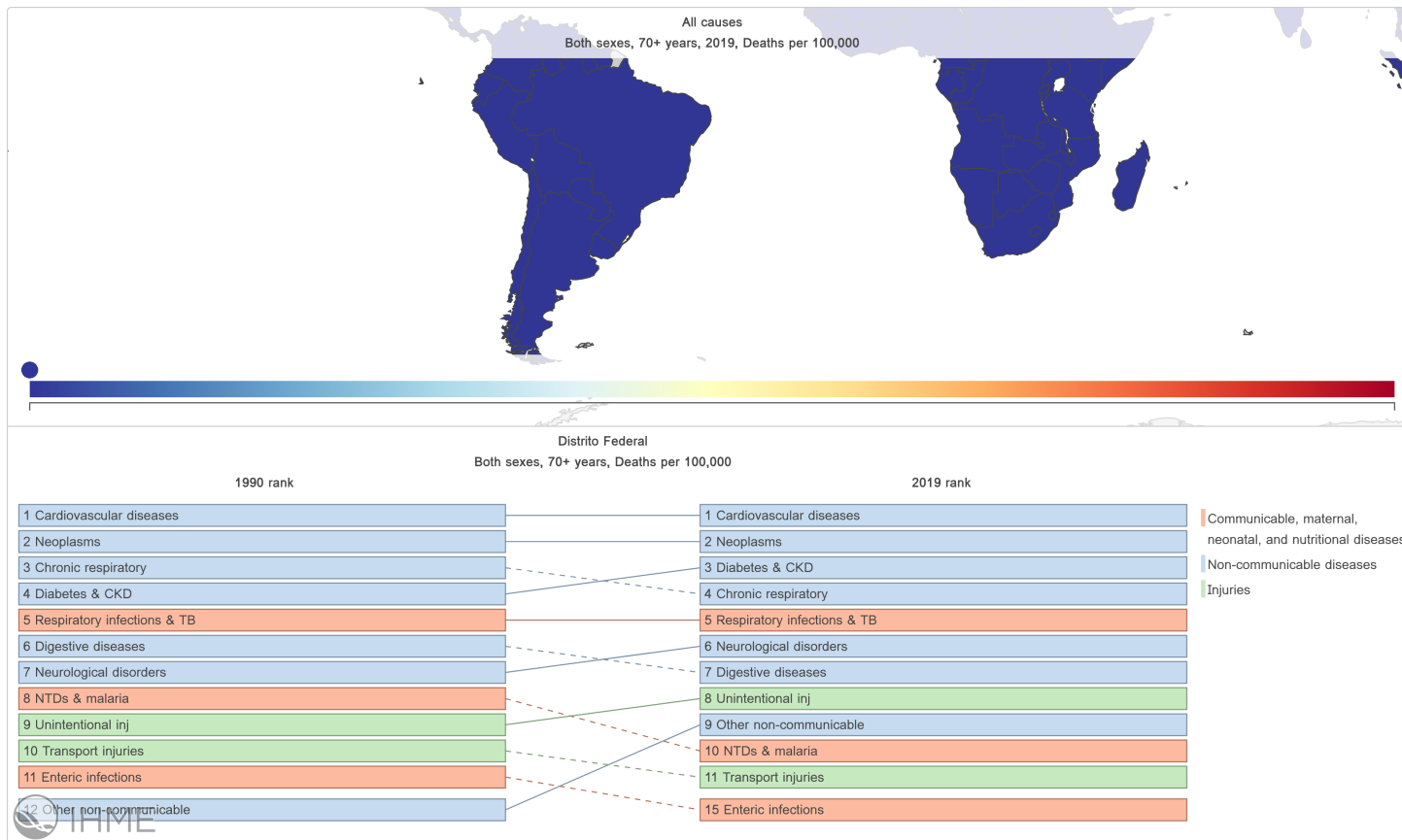


Figura 1 – Causas de mortes entre os anos 1990 e 2019 no Distrito Federal, para cada 100000 indivíduos de ambos os sexos com mais de 70 anos. Fonte:(SITEMCARDIO,)

principais contribuintes para o declínio na taxa de mortalidade.(BACK et al., 2008) O mercado para esses tipos de dispositivos apresenta uma forte tendência de crescimento até o ano de 2024, como observa-se na figura (2).

Eletrocardiografia é considerado o melhor método para detecção de DCV. Os primeiros experimentos para estudar a atividade elétrica do coração remetem ao ano de 1870. Em 1906, Einthoven publica o primeiro estudo demonstrando registros normais e anormais de ECG (Einthoven, 1906). Os estudos avançaram, e hoje pode-se monitorar a atividade elétrica do músculo cardíaco por um período de tempo a partir de eletrodos posicionados próximos ou em contato com a pele do paciente. Os eletrodos detectam pequenos sinais eletrofisiológicos (da ordem de mV) de despolarização e repolarização durante cada batimento cardíaco. A representação em um gráfico temporal da soma resultante da sobreposição desses sinais caracteriza o eletrocardiograma (ECG).

Telemedicina é a provisão de serviços médicos pelo uso de tecnologias da informação e comunicação (TIC) em situações onde o profissional de saúde e o paciente não estão na mesma localidade(COSTA; OLIVEIRA, 2012). Já a Organização Pan-americana de Saúde (OPAS) e a OMS definem Telemedicina como “a prestação de serviços de saúde remotos na promoção, prevenção, diagnóstico, tratamento e reabilitação pelos profissionais

Analysis on Top 10 Device Areas in 2024, Market Share & Sales Growth (2017-2024)

Source: Evaluate, September 2018

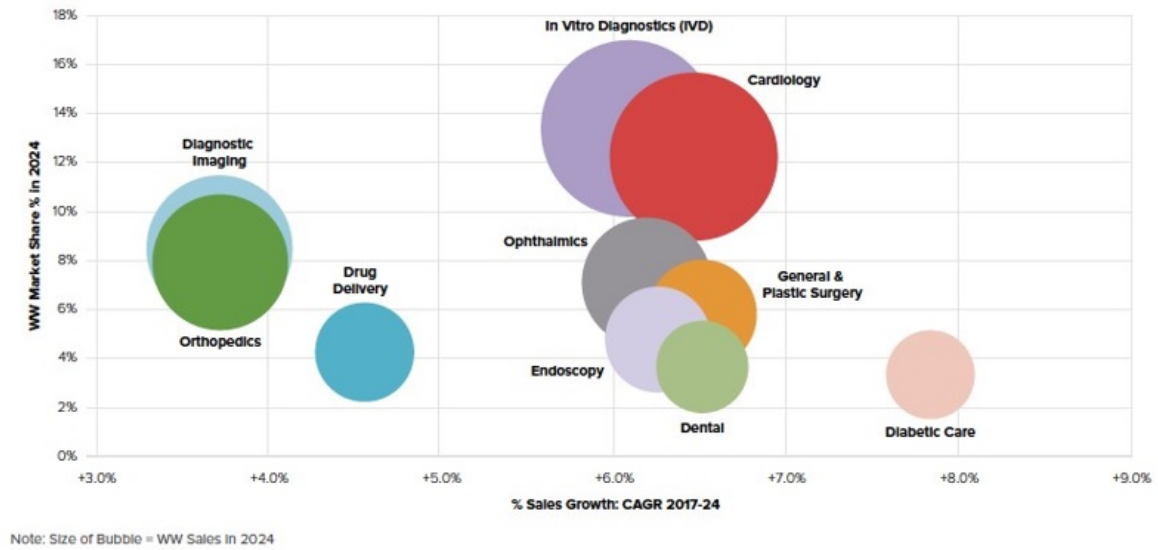


Figura 2 – Mercado mundial de tecnologia por área e crescimento de vendas, entre 2017 e 2024. Fonte:(SITEEVLGRP,).

de saúde que utilizam as tecnologias de informação e comunicação, que lhes permitem trocar dados, com o objetivo de facilitar o acesso e a oportunidade na prestação de serviços à população que tem limitações de fornecimento, e acesso à serviços, ou ambos, em sua área geográfica” (SITESBCARDIO,). A partir desta, surgiu o termo Telecardiologia que é a aplicação da telemedicina na cardiologia.

Existem algumas barreiras para a implementação no Brasil da telecardiologia, as quais precisam ser enfrentadas. Pode-se citar como as mais significativas:

- Atualização da legislação e regulamentações aplicáveis pelas autoridades sanitárias e CFM;
- Disponibilização de infraestrutura mínima de telecomunicação nas unidades de saúde, sobretudo nas áreas ditas remotas;
- Custo da tecnologia;
- Necessidade de capacitação e treinamento dos recursos humanos;
- Incorporação das tecnologias no Rol de políticas públicas do SUS e no Rol de procedimentos e eventos e saúde da ANS.

A atenção hospitalar domiciliar (do inglês *hospital level care at home*) ou *homecare* (LEVINE et al., 2020) busca fornecer "o cuidado adequado, no tempo correto, ao paciente certo"(LEVINE et al., 2020). A "casa hospital"(do inglês *"home hospital"*) visa fornecer,

aos pacientes, serviços de saúde com precisão, o qual geralmente está presente apenas em hospitais de internação tradicional. De acordo com (LEVINE et al., 2020), os serviços de *homecare* permitem ao estabelecimento assistencial de saúde (EAS) reduzir custos, manter a qualidade e segurança, e melhorar a experiência do paciente para adultos com doenças agudas selecionadas que necessitam de cuidados hospitalares tradicionais. Ainda segundo estudo (LEVINE et al., 2020), a cada 100 pacientes adultos que foram admitidos no departamento de emergência, 20 sofreram delírio e 5 contraíram infecções hospitalares, e muitos perderam o estado funcional permanentemente. Outrossim, com o surgimento da pandemia global do COVID-19, evidenciou-se a necessidade de monitoramento remoto da condição de saúde da população mundial. Por conseguinte, observa-se uma tendência de crescimento do mercado de tecnologias médicas que contribuem para o distanciamento social e realizam monitoramento remoto de sinais fisiológicos.

1.1 Objetivos

O objetivo principal deste trabalho de conclusão de curso é desenvolver o projeto conceitual (através de simulação computacional) de um módulo para aquisição de ECG, no cenário de atendimento domiciliar (*homecare*).

1.1.1 Objetivos específicos

Para viabilizar a realização do objetivo principal, foram estipulados os objetivos específicos, que serão desenvolvidos neste trabalho. Os objetivos específicos são:

- Levantamento das tecnologias existentes através de busca sistemática de literatura científica;
- Estabelecimento dos cenários de interesse;
- A partir do modelo de projeto de desenvolvimento integrado de produtos (PRODIP), serão desenvolvidos os projetos informacional e conceitual, a fim de detalhar as funções críticas da prova de conceito.
- Por fim, objetiva-se comparar os eletrodos de aço inoxidável e Ag/AgCl, quanto à qualidade de captação do sinal de ECG para diagnóstico clínico a partir da simulação de um módulo de aquisição de ECG e dos modelos eletrônicos dos diferentes eletrodos.

1.2 Estrutura da Monografia

Esta monografia está organizada em partes sistematicamente estruturadas, são elas: introdução, fundamentação teórica, metodologia, resultados e discussão, conclusões e por fim, as referências. Na parte de introdução, apresenta-se o tema da monografia, a problemática que será analisada, os objetivos gerais e específicos, bem como as justificativas do trabalho. Na parte de fundamentação teórica, apresenta-se o embasamento teórico das literaturas utilizadas, nesse caso, os principais aspectos de desenvolvimento do produto e projeto integrado de produtos (PRODIP). Na metodologia, apresenta-se os métodos e experimentos utilizados para buscar o cumprimento dos objetivos específicos com base no conhecimento apresentado na fundamentação teórica, sendo discutidos nesse capítulo os métodos para busca de anterioridade, além dos projetos informacional, conceitual e simulações. Nos resultados e discussão, são apresentados as repercussões dos métodos utilizados. Na parte de conclusões, compara-se o quanto dos objetivos iniciais propostos foram atingidos, e com que grau de qualidade, além de serem descritos trabalhos futuros relacionados a essa monografia. Por fim, nas referências, apresenta-se as referências bibliográficas utilizadas.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A fundamentação teórica explicará, brevemente, o conceito da metodologia de tomada de decisão Matriz de Pugh. Além disso, irá analisar as fases do projeto de um produto e comparar o modelo de projeto de engenharia simultânea com o sequencial. Também será explicado o processo de desenvolvimento integrado de produtos (PRODIP), e suas principais fases. Por fim, será abordado os diferentes conceitos de filtros pertinentes ao condicionamento do sinal bioelétrico, além do sistema de terra ativo referente à proteção do paciente.

2.1 Matriz de Pugh

A Matriz de Pugh (PUGH, 1991) é uma técnica de tomada de decisão que compara os diversos conceitos do produto o qual se está trabalhando com um conceito de referência, a fim de escolher um conceito que se sobressaia. Baseia-se no pressuposto de que o projeto de produto deve englobar a comparação de várias definições e concepções diferentes a fim de embasar uma decisão lógica.

A comparação de um número de opções de design pode ser feito por uma Matriz de Pugh. Esse é um tipo de Diagrama Matriz que permite definir qual melhor atende a um conjunto de critérios. Sendo fácil de usar, depende de uma série de comparações entre candidatos de *design* em relação a uma série de critérios ou requisitos. Uma de suas principais vantagens sobre outras ferramentas de tomada de decisão como a Matriz de Decisão é sua capacidade de lidar com um grande número de critério de decisão. (PUGH, 2009)

Muitas decisões geralmente dizem respeito a uma série de fatores ou critérios entrelaçados que aumentam a complexidade, resultando em inconsistentes e decisões irracionais. A Matriz de Pugh fornece uma abordagem simples para levar em conta esses múltiplos fatores na hora de tomar uma decisão. Por explorar a capacidade inata das pessoas de fazer uma comparação par a par, permite que opiniões subjetivas sobre uma alternativa em relação a outra sejam mais objetivas. Também permite que uma análise de sensibilidade simples seja executada, fornecendo assim algumas informações sobre a robustez de uma determinada decisão. (PUGH, 2009)

2.2 Fases do projeto de produto

O início dos anos 1970 foi de muita pesquisa na Alemanha a respeito dos princípios e metodologias de projeto de produtos. A obra mais conceituada desse período é a de Pahl e Beitz (1996) (BEITZ; PAHL; GROTE, 1996), onde os autores dividem o processo de projeto em quatro fases principais: definição da tarefa; projeto conceitual; projeto preliminar (de configuração); e o projeto detalhado.

O modelo de engenharia sequencial apresenta uma abordagem linear de desenvolvimento, no qual apenas uma etapa do desenvolvimento é realizada por vez. Já a engenharia simultânea, apresenta um paralelismo entre as fases de desenvolvimento, além da existência de elementos de revisão entre cada fase e elementos de informação, sendo transferidas durante o paralelismo das fases (BACK et al., 2008). O desenvolvimento de novos produtos médicos requer interações multidisciplinares entre diferentes profissionais, como o médico e o engenheiro. Logo, a abordagem de engenharia simultânea é preferível dadas as características da tecnologia desenvolvida nesse trabalho. A figura 3 apresenta uma comparação dos dois modelos de desenvolvimento, com relação ao tempo em que cada fase é realizada.

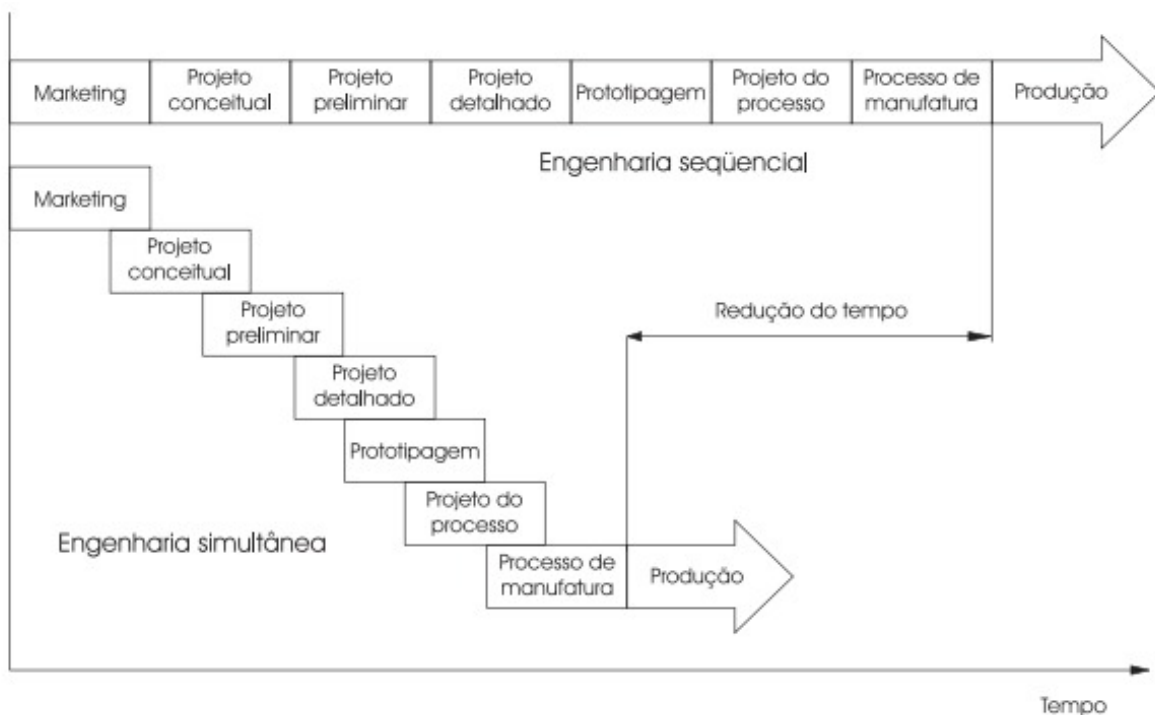


Figura 3 – Engenharia sequencial e simultânea. Fonte: (BACK et al., 2008).

O processo de desenvolvimento integrado de produtos (PRODIP) apresenta 3 macrofases:

- Planejamento do projeto;
- Elaboração do projeto do produto;

- Planejamento da implementação.

O projeto informacional é a primeira parte da macrofase de elaboração do projeto do produto, onde é apresentado o plano do projeto. A fase do projeto conceitual destina-se ao desenvolvimento da concepção de produto, onde analisa-se as atualizações do plano do projeto. Nessa fase, busca-se estabelecer a estrutura funcional do produto, a partir da definição da função global a ser executada. Definida a função global, inicia-se o estudo das estruturas funcionais alternativas, com o objetivo de definir a mais adequada e, a partir dessa, desenvolver concepções alternativas. O projeto preliminar refere-se ao estabelecimento do leiaute final do produto e à determinação da viabilidade técnica e econômica. A fase da elaboração do projeto detalhado do produto destina-se a vários propósitos: aprovação do protótipo; finalização das especificações dos componentes; detalhamento do plano de manufatura; e preparação da solicitação de investimento. Por fim, o produto passa pela macrofase de implementação, que é decomposta nas fases de preparação da produção, do lançamento e da validação do produto. (BACK et al., 2008)

2.3 Normas técnicas aplicáveis a eletrocardiógrafos

Considerando as funcionalidades do produto mínimo viável, o equipamento deve atender aos seguintes requisitos técnicos normativos:

- Deve atender à resolução RDC ANVISA nº 56, de 06 de abril de 2001, que “estabelece os requisitos essenciais de segurança e eficácia aplicáveis aos produtos em saúde”;
- O equipamento deve conter certificação de conformidade do SBAC (Sistema Brasileiro de Avaliação da Conformidade);
- Norma ABNT ISO 14971:2019, com título “Dispositivos médicos — Aplicação de gerenciamento de risco a dispositivos médicos”;
- O equipamento deve atender aos requisitos das seguintes normas IEC (*International Electrotechnical Commission*):
 - Norma geral ABNT NBR IEC 60601-1:2010, que está relacionada a “requisitos gerais para a segurança básica e desempenho essencial de equipamentos eletromédicos (EEM)”;
 - Norma colateral ABNT NBR IEC 60601-1-2:2017, que está relacionada a “perturbações eletromagnéticas - Requisitos e ensaios”;
 - Norma colateral ABNT NBR IEC 60601-1-6:2011, que está relacionada a usabilidade do equipamento eletromédico, especificando “um processo para que o

- fabricante analise, especifique, projete, verifique e valide a usabilidade, quando relacionada à segurança básica e ao desempenho essencial dos equipamentos eletromédicos.”;
- Norma Colateral ABNT NBR IEC 60601-1-11:2021, que está relacionada a ”requisitos para equipamentos eletromédicos e sistemas eletromédicos utilizados em ambientes domésticos de cuidado à saúde”;
 - Norma ABNT IEC/TR 60601-4-2:2016, com título “Equipamento eletromédico Parte 4-2: Orientações e interpretação — Imunidade eletromagnética: desempenho de equipamentos eletromédicos e sistemas eletromédicos”.
 - Norma ABNT IEC/TR 80002-1:2020, com título “Software de produto para saúde Parte 1: Orientação sobre a aplicação da ABNT NBR ISO 14971 a software para produtos para a saúde”.
 - Norma ABNT NBR IEC 62366:2016, com título “Produtos para a saúde — Aplicação da engenharia de usabilidade a produtos para a saúde”, com o objetivo de especificar “um processo para o fabricante analisar, especificar, desenvolver, verificar e validar a usabilidade, relacionadas à segurança de produtos para a saúde. Este processo de engenharia de usabilidade avalia e mitiga riscos causados por problemas de usabilidade associados à utilização correta e ao erro de utilização, sob utilização normal. Pode ser utilizado para identificar, mas não para avaliar ou mitigar riscos associados à utilização anormal.”

2.4 Condicionamento de ECG e terra ativo em eletrocardiógrafos

Componentes não desejáveis como ruído ou interferência eletromagnética distorcem a informação inclusa no sinal desejado, prejudicando a leitura do sinal cardíaco e podendo colocar a saúde do paciente em risco. Logo, o circuito de filtragem e terra ativo, são essenciais para remover esses componentes reduzindo a amplitude de algumas frequências específicas onde o sinal de entrada precisa ser negligenciado.

Os filtros são circuitos que limitam a passagem de algumas frequências do espectro do sinal de entrada. Podem ser classificados como : Filtros passa-baixas; Filtros passa-altas; Filtros passa faixa; Filtros rejeita-faixa; e por fim, Filtro *Notch* onde atenua-se apenas uma frequência. A ordem do filtro é dada pelo número de elementos reativos independentes. (BECCHETTI; NERI, 2013)

Os filtros também são classificados quanto a: tipos, topologias e quanto aos componentes utilizados na sua construção. Os tipos de filtro define o dimensionamento dos valores de capacitores, resistores e indutores, sendo os tipos mais usados : *Bessel*, *Chebyshev*, *Butterworth*. Já topologia define a estrutura física do filtro, sendo *Sallen-Key* e *Multiple Feedback* as mais usadas. Por fim, quanto aos componentes usados na sua construção,

os filtros podem ser passivos quando utilizam elementos passivos, como indutores, resistores e capacitores; ou filtros ativos quando utilizam elementos ativos como transistor, amplificador operacional, por exemplo.(JÚNIOR, 2003)

2.4.1 Filtro passa-baixas

Para atenuar sinais de altas frequências todo sistema de aquisição de dados tem um filtro passa-baixas *anti-aliasing* antes da conversão analógico-digital AD. Filtros passa-baixas permitem a passagem de sinais com uma frequência abaixo da frequência de corte e atenua sinais com valores acima dessa. A frequência de corte corresponde ao valor em que o circuito começa a sua atenuação. Geralmente é quando a tensão é atenuada $\sqrt{\frac{1}{2}}$ em relação a frequência em que o sinal não é atenuado (passa banda).

Esse filtro reduz significativamente a interferência fora da banda para que o sinal esteja pronto para a conversão Analógico Digital. Também pode remover o sinal de alta frequência imposto ao sinal antes de ele atingir a conversão AD ou depois de atingir a conversão AD. Se um sinal de entrada para um conversor AD está acima de metade da frequência de amostragem do conversor, a magnitude deste sinal é convertida de forma confiável, porém a frequência é modificada assim que ele amostra de volta na saída digital. (BAKER, 2013)

As especificações no domínio da frequência para o filtro analógico passa baixas inclui 4 parâmetros fundamentais, conforme mostrado na figura 4:

- F_c , frequência de corte de -3dB
- A_0 , ganho do filtro
- A_{sb} , atenuação de banda de parada
- f_s , a frequência do intercepto para a atenuação de banda de parada

À medida que a resposta do filtro vai além de F_c , ela cai através da banda de transição para a região de parada de banda. A aproximação do filtro (*Butterworth*, *Chebyshev*, *Bessel*, etc) determina a largura da banda de transição e a ordem (M) do filtro. O número de polos na função de transferência também determina a ordem o filtro. Com um *design* de um filtro ativo, a cada 2 polos requer um OpAmp.

Geralmente a banda de transição se torna menor quanto mais polos são usados para implementar o *design* do filtro. Idealmente, um filtro passa-baixa, ou filtro *anti-aliasing* deveria atuar com uma resposta do estilo *brick-wall* (parede), com uma banda de transição extremamente pequena. Porém, essa não é a melhor abordagem para uma solução *antialiasing*.

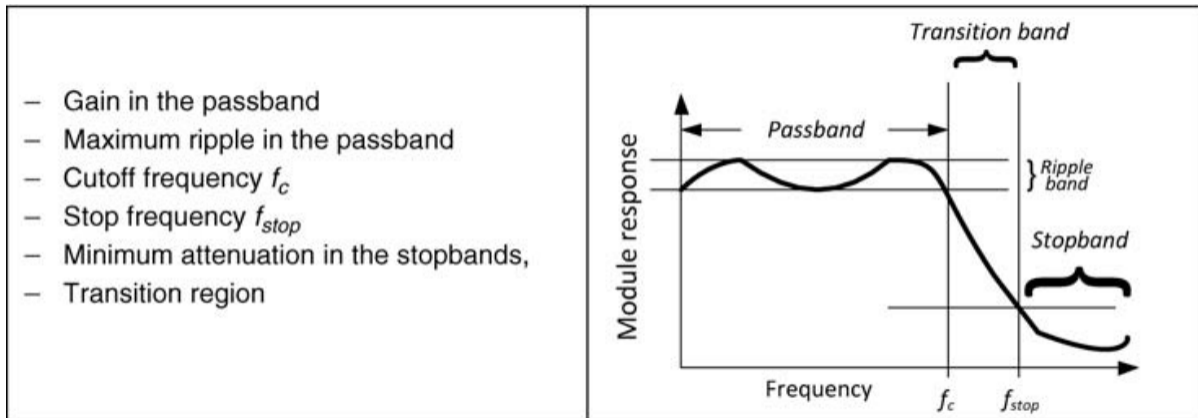


Figura 4 – Principais parâmetros de *design* de filtros digitais. f_c , frequência de corte de -3dB. A_0 , ganho do filtro. A_{sb} , atenuação de banda de parada. f_s , a frequência do intercepto para a atenuação de banda de parada. Fonte: (BECCHETTI; NERI, 2013).

Para filtros passa baixas o tipo de aproximação de filtro afeta a resposta em frequência antes e depois da frequência de corte. Como o inverso da frequência (em Hertz) é segundos, o tipo de filtro impacta inversamente o domínio do tempo.

A arquitetura *Sallen-Key* com ganho unitário tem o benefício de não haver sensibilidade de ganho com respeito às variações dos componentes ao custo de menor atenuação em altas frequências comparado com o MFB. (BECCHETTI; NERI, 2013)

2.4.2 Filtro passa-altas

Esse filtro elimina o DC enquanto preserva a informação do ECG. Os capacitores e resistores devem ter um valor alto, uma vez que a frequência é muito baixo. Logo, os capacitores podem ser descarregados para se adaptar rapidamente à novas tensões DC *offset*. Esse filtro analógico também tem que moldar a resposta em frequência para que a banda esteja na faixa desejada no projeto.

2.4.3 Circuito com terra ativo

Para proteger o paciente de tensões perigosas utiliza-se o circuito da perna direita (PD ou RLC, *right leg circuit*). O circuito PD é usualmente utilizado com amplificador de instrumentação, pois ele aumenta a amplitude do pequeno sinal cardíaco para que o mesmo seja posteriormente processado, armazenado e apresentado. Logo circuito PD irá reduzir a tensão diferencial de modo comum (V_c , *voltage common*), que está presente entre o paciente e a entrada comum do amplificador de instrumentação.

Como o V_c pode ser transformado pelo amplificador de instrumentação em um sinal diferencial de interferência, é necessário minimizar V_c colocando um terceiro resistor

no paciente. Esse eletrodo promove um caminho de baixa impedância entre o paciente e o terminal comum do amplificador. Portanto, o circuito PD reduz a resistência do eletrodo e permite que apenas uma quantidade segura de corrente passe pelo eletrodo conectado à perna direita do paciente.

O circuito PD funciona como um terra ativo, onde aplica-se um sinal de tensão com polaridade contrária ao de entrada, a fim de "aterrar" o paciente. Uma analogia pode ser feita entre o circuito da perna direita e o circuito de cancelamento de ruído em fones de ouvido, no qual o usuário ouve apenas o conteúdo de interesse (como música, vídeo, etc.), sem interferência dos ruídos ambiente externos. Logo, como o sinal de tensão comum V_c é injetado no paciente pela conexão do eletrodo da perna direita, a corrente do gerador de sinal flui da perna direita para o terra, protegendo o paciente. (WINTER; WEBSTER, 1983)

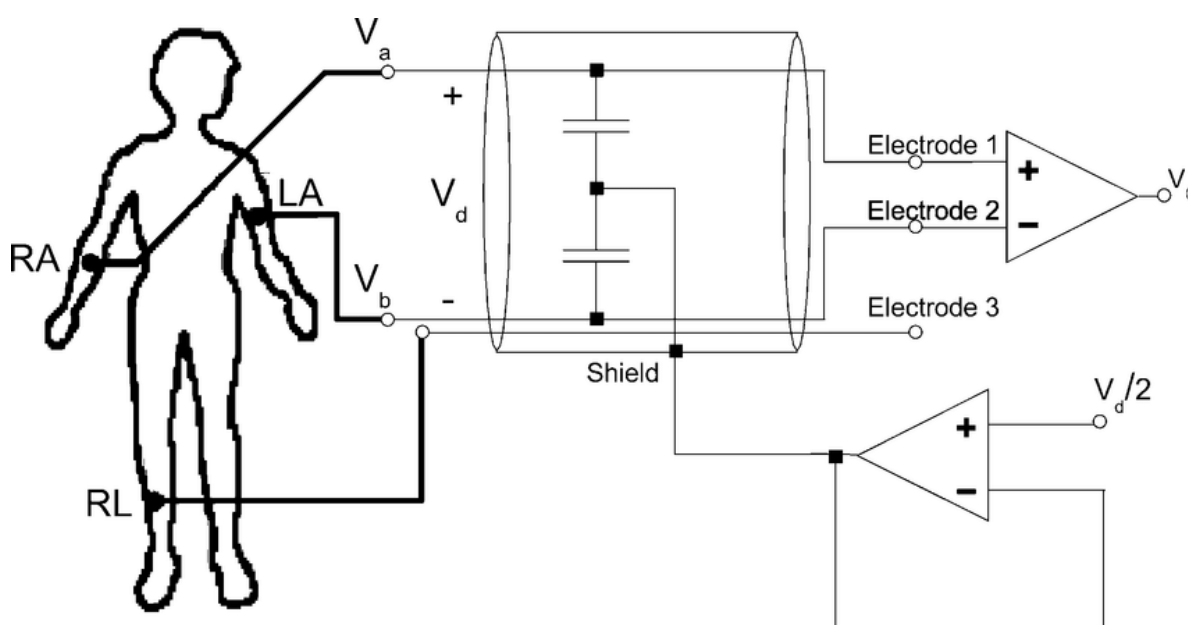


Figura 5 – Conexões dos eletrodos RA, LA e RL no paciente, além do circuito da perna direita como amplificador operacional e o amplificador de instrumentação gerando a saída V_o . Fonte:(SEGURA-JUÁREZ et al., 2004)

Eletrodos de biopotencial são desenvolvidos para ajudar medição e gravação de sinais biológicos. Eles realizam a transdução da atividade bioelétrica de dentro do corpo (corrente iônica) em corrente que pode ser medida e armazenada. O eletrodos feitos de aço inoxidável são classificados como eletrodos polarizáveis. São um dos eletrodos polarizáveis mais importantes nas tecnologias modernas de sensores *wireless* para monitoramento de sinais biológicos (e.g, cadeiras, camisas). Sensores de Ag/AgCl(Prata/Cloreto de Prata) são classificados como eletrodos não polarizáveis e classificados como eletrodos universais em medições clínicas (e.g., ECG, EMG e EEG) e baixo ruído de movimento. (ALBULBUL, 2016)

O principal desafio em conduzir medições de bio-sinais em casa é a escolha de um eletrodo apropriado que tenha uma vida útil longa e precise de um trabalho de preparação mínimo para o registro das medições de ECG. A análise comparativa da performance dos eletrodos não-invasivos beneficia a indústria de equipamentos biomédicos ao auxiliar na definição do tipo de eletrodo apropriado para medições clínicas no cenário de *homecare*. (ALBULBUL, 2016)

3 METODOLOGIA

Baseado nas Diretrizes Brasileiras para diagnóstico de Infarto Agudo do Miocárdio (IAM), com e sem a presença de doença arterial coronariana, respectivamente STEMI (*ST-elevation myocardial infarction*) e MINOCA (*Myocardial Infarction and Nonobstructive Coronary Arteries*), disponíveis no site da Sociedade Brasileira de Cardiologia (SBC) ([SITESBCARDIO](#),), realizou-se revisão da literatura científica. Tal revisão objetivou identificar equipamentos para monitoramento remoto de ECG a fim de fazer um levantamento técnico dos produtos desenvolvidos nos últimos 10 anos. Após esse levantamento, comparou-se com os padrões técnicos exigidos pelas Diretrizes e Normas Brasileiras de diagnóstico de IAM. Esse trabalho de conclusão de curso possui aspectos de gestão de projeto e desenvolvimento de projeto conceitual. O foco metodológico é um desenvolvimento que ajude etapas futuras de produção e viabilização de mercado.

3.1 Revisão de Literatura Científica

Realizou-se revisão da literatura científica nos últimos 10 anos (entre 2012 e 2022) com fins tecnológicos e de produto. Para isso, baseou-se no modelo de revisão sistemática da Diretriz Brasileira sobre Elaboração de Revisões Sistemáticas, disponível gratuitamente no site ([SITEREVSIS](#),). As seguintes questões chave serviram como base para a investigação de tecnologias para monitoramento remoto de ECG em humanos:

- Eletrocardiógrafo ou ECG.
- Conectado por Internet das Coisas.
- Dispositivo para monitoramento remoto sem contato.
- Baixo custo.

3.1.1 Critérios de inclusão e Busca de evidências:

Os critérios de inclusão e exclusão referem-se às condições estabelecidas para a seleção dos estudos recuperados para a busca da literatura científica, esses critérios são determinados de acordo com as questões chave especificadas anteriormente. Considerando os aspectos descritos, buscou-se nas bases de dados especializadas Pubmed, Lilacs e Em-base. As estratégias de busca utilizadas estão descritas na figura 6. A partir dessa estratégia foram escolhidos os termos de busca apropriados para a pesquisa. Em todas as estratégias de buscas os termos foram buscados pelos títulos e resumos dos estudos.

| Termos incluídos nas bases de dados | | |
|---|----------------------------------|--|
| Pubmed | Lilacs | Embase |
| Estudos sobre Eletrocardiografia | Estudos sobre Eletrocardiografia | Modelos de aparelhos de Eletrocardiografia |
| Internet das coisas | Internet das coisas | Internet das coisas |
| Equipamento portátil, baixo custo, monitoramento remoto e sem contato | Artigos nos últimos 10 anos | Artigos nos últimos 10 anos |
| Estudos sobre equipamentos e suprimentos. | | |
| Artigos nos últimos 5 anos | | |

Figura 6 – Termos de busca incluídos nas bases de dados Pubmed, Lilacs e Embase. Em todas as bases foram pesquisados os títulos e resumos dos estudos.

A estratégia de busca na base Embase foi a única que exigiu especificar o nome de modelos comerciais de aparelhos para eletrocardiografia. Para isso, primeiramente pesquisou-se pelo termo referente à população “Eletrocardiógrafo”. Depois, os termos pesquisados foram copiados e inseridos um por vez entre apóstrofes na caixa de pesquisa do site da base. Depois, os termos da população foram combinados com o símbolo lógico “OR”. Após essa etapa, combinou-se os termos da população com os termos da intervenção (“Internet das coisas”), selecionando o botão “AND” do site da base.

Para que a estratégia de busca procurasse efetivamente os termos de busca, esses foram procurados nos títulos e nos resumos dos estudos. Esses critérios foram usados em todas as bases pesquisadas.

A busca nas bases selecionadas permitiu o acesso ao texto de todos os títulos, resumos e ano de publicação dos artigos retornados. Analisou-se, por meio do gerenciador de referências bibliográficas (GRB) Mendeley, todos os resumos dos artigos selecionados, sendo essa uma análise não completa dos estudos. Realizou-se a exclusão de estudos que não atendem às condições impostas pelas questões chave. Os critérios de exclusão adotados e a quantidade de artigos não analisados por completo estão listados a seguir.

- Estudos sobre gestão hospitalar ou outros aspectos sem informações clínicas, técnicas ou diagnósticas. Inclui: ensino de medicina; avaliação de tecnologia; revisão Sistemática e opinião;

- Estudos sobre outros órgãos do corpo humano, sem ser o coração;
- Estudos sobre outros exames e procedimentos cardíacos, sem menção a ECG. Inclui: Ritmo cardíaco; monitoramento de cardíaco de feto; frequência cardíaca; ECG criado a partir de outros sinais biológicos ou estimado de imagens de radar ou de câmeras;
- Sobre ECG de animais;
- Apenas relato sobre a confecção de eletrodos ou sensores, sem informações de especificação técnica de captação de ECG;
- Apenas descrição do algoritmo computacional, sem descrição de qualquer especificação técnica de captação do sinal de ECG;

Para que não fossem incluídos estudos defasados utilizou-se um critério de exclusão para artigos publicados antes do ano de 2012. Os critérios de exclusão são aplicados após os critérios de inclusão, pois permitem identificar estudos que não atendem aos critérios de inclusão e não foram filtrados pelos termos de busca.

Para o download do texto completo dos estudos utilizou-se o acesso CAFe disponível no Portal de periódicos CAPES para alunos da Universidade de Brasília, onde encontrou-se a maioria dos estudos selecionados. Alguns dos estudos que não foram encontrados no portal CAPES, foram encontrados diretamente nas bases Proquest e IEEE Xplore. Por fim, também foram utilizadas as bases Google Acadêmico e IOS Press para encontrar os demais artigos. Com isso, todos os estudos selecionados foram encontrados nas bases mencionadas. Por questões de requisitos linguísticos limitados, estudos que não foram escritos totalmente na língua inglesa foram excluídos.

Após aplicação dos critérios de exclusão para artigos que tiveram apenas seus títulos e resumos analisados, foi feito o download e a leitura do texto integral das referências selecionadas nesta etapa. Estudos que não apresentam o modelo completo de um equipamento para monitoramento remoto de ECG usando IoT foram descartados.

3.1.2 Seleção dos estudos e Extração de dados

A seleção dos estudos se deu através das buscas nas bases, seguidas pela remoção das duplicatas. As referências selecionadas tiveram seus títulos e resumos lidos para uma primeira exclusão de artigos, conforme descrito anteriormente. A seguir, os estudos foram analisados completamente e filtrados de acordo com os mesmos critérios. As referências selecionadas pelos critérios adotados foram, então, incluídas na síntese qualitativa e extração de dados.

Foram preenchidas fichas de dados no software Microsoft Excel 2019 para cada referência analisada por completo, em que cada linha refere-se a um parâmetro e as colunas

são os dados dos respectivos artigos. A tabela completa encontra-se no APÊNDICE B ao final dessa monografia. Os parâmetros utilizados para sua montagem estão descritos na figura 7.

As informações sobre o Ref ID identificam o artigo, podendo ser por meio do DOI (*Digital Object Identifier*) ou ISSN (*International Standard Serial Number*). Já as informações sobre o Sistema de ECG demonstram se é um protótipo (opção 1) ou sistema comercial (opção 2, com o respectivo nome). Com relação à quantidade de canais, identifica-se a quantidade de registros efetivamente simultâneos (quantos eletrodos foram usados). A quantidade de derivações que o sistema consegue emular refere-se ao número de diferenças de potencial medidas entre 2 eletrodos (geralmente é igual ao seu respectivo número de canais/eletrodos). O tipo de sensor de registro refere-se ao eletrodo utilizado (e.g. capacitivo, indutivo, têxtil, prata-cloreto de prata (Ag-AgCl)).

Com informações de ajuste de ganho, verifica-se a amplificação do sinal de ECG além de identificar se o sensor é do tipo ativo com algum ganho já nele, além dos respectivos ganhos alcançados (e.g. Ganhos totais 1,2 ou 3). A banda de aquisição refere-se aos limites inferior e superior da banda de frequência do sinal tratado, sendo medido em Hertz (Hz). O tempo de registro indica a duração do processo de captação, tratamento e envio do sinal elétrico adquirido. A resolução é o número de bits alcançados pela conversão analógico-digital (AD). Já a autonomia de uso é referente a quantidade de minutos de funcionamento do sistema apenas com uso da bateria, ou se funciona apenas conectado à tomada (representado por INF, nesse caso). Também foram incluídas informações das dimensões (altura, largura e profundidade, medidos em centímetros) e peso dos produtos.

A posição de registro refere-se ao melhor posicionamento do corpo do paciente para realização do exame (e.g. em pé, sentado, deitado). Já as informações da população clínica, referem-se à faixa etária, sexo e doenças preexistentes na população do artigo. Interface gráfica utilizada para apresentar os dados úteis ao usuário, podendo ser: tela (opção 1), impressão em papel (opção 2) ou não possui interface gráfica (opção 3). Os dados técnicos sobre conectividade fazem referência à forma de transmissão do sinal de ECG (e.g. transmite o sinal de ECG sem ser processado; transmite parâmetros do ECG processado, para diagnóstico; apenas transmite aviso de emergência). Já os padrões de conexão, referem-se à forma de conectividade entre os dispositivos (e.g. serial (quantidade de bits); *bluetooth* ou similar, com suas respectivas versões; Ethernet ou wi-fi, com seus respectivos tipos). Apresenta-se, também, os custos (e.g. dólar, real, euro) e as observações finais sobre o equipamento. Por fim, a última coluna (identificada por STD) apresenta todos os padrões que um eletrocardiógrafo precisa atender para o fornecer diagnóstico clínico, consoante todas as normas e padrões (e.g. Diretrizes Brasileiras para diagnóstico de Infarto Agudo do Miocárdio- STEMI e MINOCA; Normas técnicas). A partir dessa ficha de dados foram levantados os principais sistemas de monitoramento remoto de ECG

utilizando IoT disponíveis nos últimos 10 anos.

| Parâmetros pra seleção de estudos |
|--|
| Ref ID |
| Sistema de ECG |
| Quantidade de canais |
| Quantidade de derivações |
| Tipo de sensor de registro |
| Ajuste de ganho |
| Ganho total |
| Banda de aquisição |
| Tempo de registro |
| Resolução |
| Autonomia de uso |
| Dimensões |
| Peso |
| Posição de registro |
| População clínica |
| Interface gráfica |
| Conectividade |
| Padrões de conexão |
| Custo |
| Eletrocardiógrafo padrão (STD) |

Figura 7 – Parâmetros para seleção dos estudos após filtragem de títulos e resumos lidos.

3.2 Benchmarking de produtos comerciais

Para fazer um levantamento do estado da arte em aparelhos para monitoramento remoto de ECG, foram selecionados alguns dos equipamentos comerciais registrados na ficha de extração de dados. Foi realizada uma análise desses produtos, os quais já são disponíveis no mercado. Para essa análise, consultou-se os respectivos manuais para obter as informações de cada equipamento que constam na tabela 8.

| | |
|---|---|
| Informações obtidas nos manuais dos produtos comerciais selecionados | Duração do registro |
| | Duração e Resolução do registro |
| | Quantidade de registro simultâneos |
| | Conexão com o paciente (com ou sem fio; qualidade da conexão; conforto e uso) |
| | Banda de aquisição |
| | Autonomia de uso |
| | Padrão de conexão |
| | Dimensões físicas |
| | Peso |
| | Usabilidade do sistema (Hardware e Software) |
| | Conformidade com as normas técnicas obrigatórias a produtos para saúde |
| | Facilidade de manufatura |
| | Uso em hospital para diagnóstico |
| | Uso em hospital para monitoramento |
| | Uso em homecare para diagnóstico |
| Uso em homecare para monitoramento | |

Figura 8 – Informações obtidas nos manuais dos produtos comerciais selecionados

Duração do registro indica a duração do processo de captação, tratamento e envio do sinal elétrico adquirido ao *stakeholder*. A resolução do registro refere-se ao número de bits alcançados pela conversão analógico-digital(AD). A quantidade de registro simultâneos indica a quantidade de canais (quantos eletrodos foram usados para captar o sinal elétrico cardíaco). Conexão com o paciente analisa os seguintes requisitos do sistema : com ou sem fio; qualidade da conexão e conforto ao paciente). A banda de aquisição informa os limites inferior e superior da banda de frequência do sinal tratado, sendo medido em Hertz (Hz). A autonomia de uso irá informar a quantidade de minutos de funcionamento do sistema apenas com uso da bateria, ou se funciona apenas conectado à tomada. O padrão de conexão apresenta a forma de conectividade entre os dispositivos (e. g. serial (quantidade de bits); bluetooth ou similar, com suas respectivas versões; Ethernet ou wi-fi, com seus respectivos tipos). As dimensões físicas do equipamento (altura, largura e profundidade), bem como o seu peso analisam a estrutura física geral do aparelho. Com relação à usabilidade, é informado a curva de aprendizado do cliente quanto ao domínio do uso do aparelho, tanto na parte de hardware quanto de software.

As informações a respeito da conformidade com as normas técnicas obrigatórias a produtos para saúde indicam se aparelho obedece os aspectos técnico-normativos vigentes. A facilidade de manufatura mostra o grau de complexidade para o fabricante produzir novas unidades do equipamento. Por fim, analisa-se os cenários de uso do equipamento, sendo eles: Uso em hospital para diagnóstico e/ou monitoramento; Uso em homecare para

diagnóstico e/ou monitoramento.

Os manuais dos equipamentos consultados não disponibilizaram todas as informações pretendidas. A partir da tabela de extração de dados e dos manuais dos equipamentos, foram levantados os principais projetos de ECG levando em conta as normas vigentes para utilização de dispositivos médicos.

3.3 Projeto informacional

As informações obtidas dos equipamentos comerciais permitiram uma observação das características e requisitos mais comuns e relevantes em equipamentos de monitoramento de ECG. Esses fatores foram selecionados para que fosse desenhada a Matriz de Pugh.

Desenho da Matriz de Pugh

Foi realizado a construção de uma Matriz de Pugh para comparar os diferentes projetos de aparelhos para monitoramento de ECG. Estão apresentados 4 dispositivos, sendo que o Gamma Cardio(BECCHETTI; NERI, 2013) é considerado como referência por cumprir as normas vigentes e ter aprovação para uso clínico. Os fatores foram escolhidos com base nas informações obtidas a partir do estudo dos equipamentos comerciais. Os fatores escolhidos foram: Duração do registro; Resolução do registro; Quantidade de registro simultâneos; Conexão com o paciente (com ou sem fio; qualidade da conexão; conforto e uso); Banda de aquisição; Autonomia de uso; Padrão de conexão; Dimensões físicas; Peso; Usabilidade do sistema (Hardware e Software); Conformidade com as normas técnicas obrigatórias a produtos para saúde; Facilidade de manufatura; Uso em hospital para diagnóstico; Uso em hospital para monitoramento; Uso em homecare para diagnóstico; Uso em homecare para monitoramento. As notas foram dadas à cada item de forma comparativa e qualitativa. Foram consideradas a escala de -3 a +3, onde:

- 0: equivalente
- 1: pouco superior
- 2: superior
- 3: muito superior
- -1: pouco inferior
- -2: inferior
- -3: muito inferior

3.4 Projeto conceitual e simulações

Para alcançar as metas desejadas, foi criado um sistema eletrônico composto por módulos individuais, que se comunicam no sistema completo. Na etapa de aquisição dos sinais biológicos, foi definido que o sistema irá operar com 3 canais, a fim de reduzir custo e permitir a leitura do sinal. Os canais são representados, respectivamente, pelos eletrodos da figura 9: RL (perna direita, do inglês *right leg*), LA (braço esquerdo, do inglês *left arm*), RA (braço direito, do inglês *right arm*). Os 3 eletrodos devem ser conectados no corpo do paciente conforme conexões mostradas na figura 5, formando o triângulo de Einthoven, que representa a diferença de potencial elétrico produzido pelo músculo cardíaco entre esse 3 órgãos.

O módulo de amplificador de instrumentação e circuito da perna direita são representados, respectivamente, pelas siglas AI e PD da figura 9. A parte de filtragem do sinal está representada pelos filtros passa-altas e passa-baixas, respectivamente representados pelas siglas FPA e FPB da figura 9. Por fim, o módulo de ajuste de ganho refere-se à sigla A.Ganho, correspondendo à última etapa do sistema.

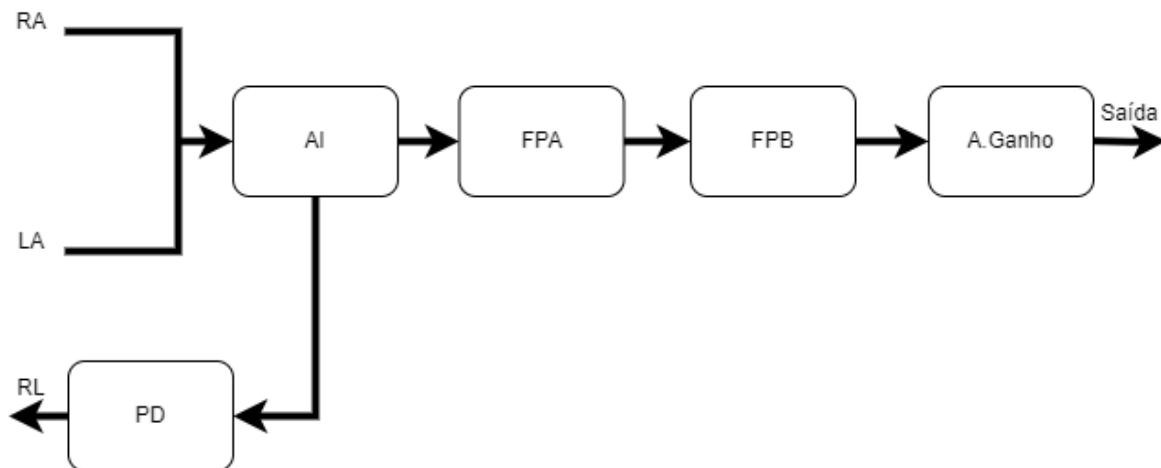


Figura 9 – Diagrama de blocos do módulo de aquisição de sinal cardíaco completo. Os eletrodos estão identificados: RL (perna direita, do inglês *right leg*), LA (braço esquerdo, do inglês *left arm*), RA (braço direito, do inglês *right arm*). AI refere-se ao bloco do Amplificador de Instrumentação; PD, refere-se ao circuito da Perna direita; FPA, ao Filtro Passa-Altas; FPB, filtro Passa-Baixas; A.Ganho, ajuste de ganho; Saída identifica o sinal de ECG após passar por todas as etapas anteriores do módulo. Fonte: (Autoria própria).

3.4.1 Amplificador de instrumentação e Circuito da perna direita

Na construção do circuito da perna direita utilizou-se o amplificador OP491 na forma inversora, para promover *feedback* negativo no modo comum. Além disso foram usados: 3 resistores, 3 fontes de tensão DC e 1 capacitor. Projetou-se o circuito da PD para ter ganho aproximado de 100, com uma frequência de corte de 100 Hz.

Os resistores R3 e R4 da figura 10 fazem a média da da tensão diferencial do par de eletrodos RA e LA para medir V_c . A associação em série dos resistores R2 e R9 formam um filtro passa-baixas com a combinação do capacitor C1. A combinação do resistor R6 com capacitor C4 é um filtro passa-baixas aplicado na entrada do amplificador de instrumentação AD8221. Os resistores R5, R8 e R9 referem-se à resistência interna dos 3 eletrodos. A escolha dos valores de capacitores e resistores com valores altos, foi feita para simular condições que causem grande oscilação. Como o ganho é dado por $G = \frac{2R1}{R_{eq}}$, foi calculado que para um ganho de 100 precisaria de um par de resistor de ganho RG de 249.5Ω .

Na etapa de pré-amplificação subtrai-se os sinais vindos dos 2 canais de entrada representado pelos eletrodos conectados no braço esquerdo e direito, respectivamente identificados como LA e RA na figura 9, eliminando a interferência de modo comum. Com isso, ocorre o casamento das impedâncias. O circuito esquemático e sua respectiva simulação foram desenvolvidos utilizando o software de simulação LT Spice versão 17.1.8. A figura 10 apresenta o *layout* do mesmo.

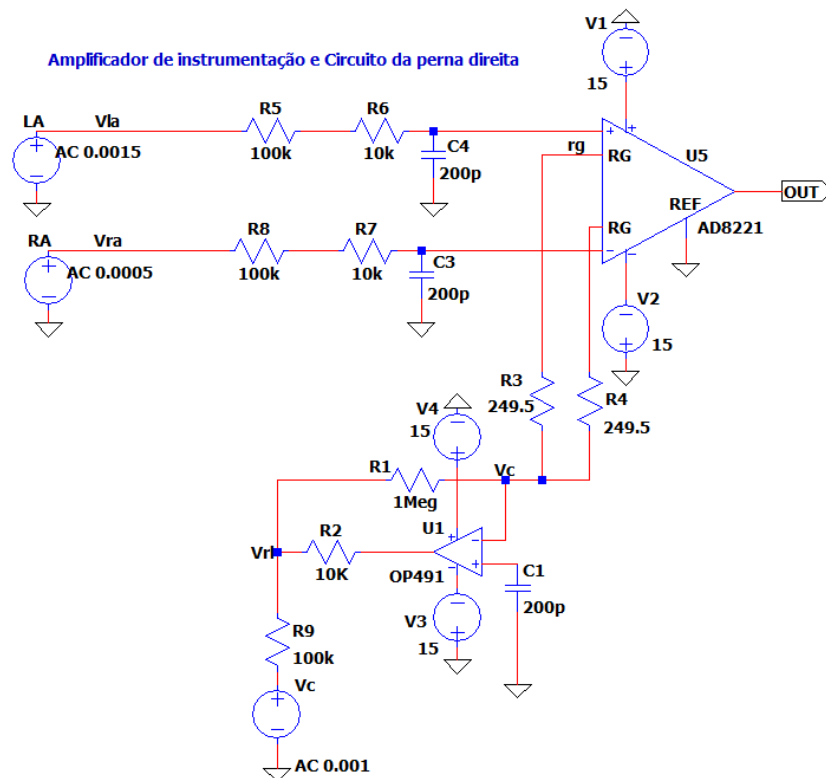


Figura 10 – Circuito Amplificador de instrumentação e Circuito da perna direita

Na construção do circuito pré-amplificador utilizou-se o amplificador de instrumentação AD8221, que possui ganho programável. Ele mantém uma mínima taxa de rejeição de modo comum (CMRR - *Common Mode Rejection Ratio*) de 80dB para 10kHz para todas os pesos em ganho unitário ($G=1$). Alta CMRR na frequência permite ao AD8221 rejeitar interferência de banda e harmônicos de linha, simplificando grandemente

os requerimentos do filtro. Portanto, os resistor R1 e R2 definem o ganho de 100, pois o AD8221 opera tanto com fonte única, quanto com 2 fontes. (DEVICES, 2003)

3.4.2 Filtro passa-altas

O filtro passa-alta foi construído com : 5 Capacitores, 11 Resistores, 3 Amplificadores Operacional modelo LT6004 e 6 fontes de tensão de 5V, conforme apresentado na figura 11. A fonte de tensão V_{in} refere-se à tensão vinda do circuito amplificador e da perna direita da figura 10. Foi utilizada a ferramenta de geração de filtros disponível no site da Analog Devices(SITEANALOGDEVICES,). Primeiramente definiu-se o ganho de -3dB na frequência de 70 mHz, já que essa é a menor frequência que o site permite ajustar. A banda de parada foi definida em -20dB em 5 mHz.

Como o sinal de ECG não pode ser mudado, para evitar má interpretação, o requerimento da fase linear é adicionado ao filtro passa-alta. O valor ideal para a frequência de corte do passa-altas é de 0.01 Hz, porém quando a variação de linha de base é muito alta, muda-se a frequência de corte para 0.218 Hz. Esse valor é facilmente computado pela equação 3.1, onde R vale 336 k Ω e C é igual a 10 uF. Foi escolhido filtro Bessel de 5ª ordem de 3 estágios Sallen Key com divisor de tensão na entrada inversora para não haver oscilação na banda.

$$F_c = \frac{1}{\sqrt{2\pi RC}} \quad (3.1)$$

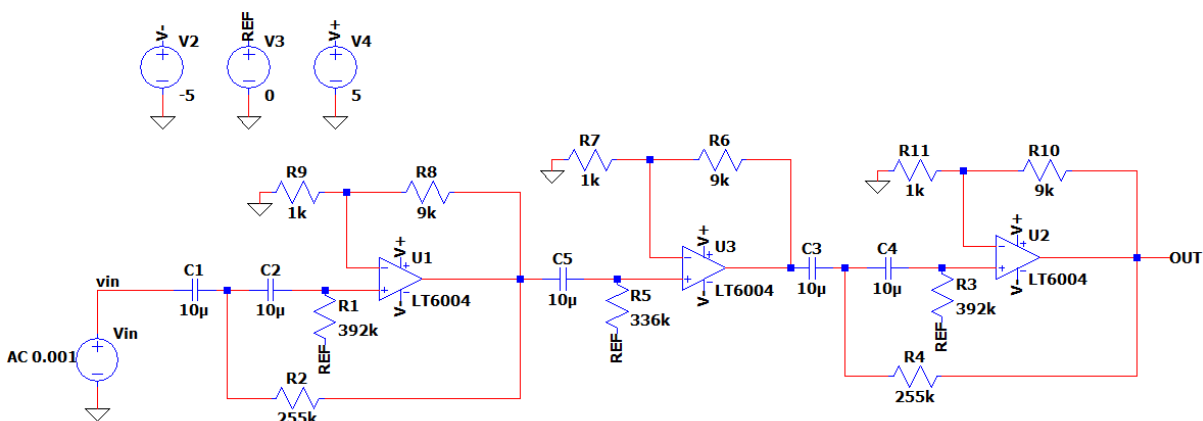


Figura 11 – Circuito do filtro passa-altas com 3 estágios.

3.4.3 Filtro passa-baixas

O filtro passa-baixa foi construído com: 4 AmpOps modelo OP491 (Amplificador Operacional), 9 Resistores e 9 Capacitores baseado no modelo desenvolvido por Becchetti (BECCHETTI; NERI, 2013). Os AmpOps OP491 promovem desacoplamento de impedância para que a baixa impedância de um estágio de filtro não altere o estágio seguinte. Fo-

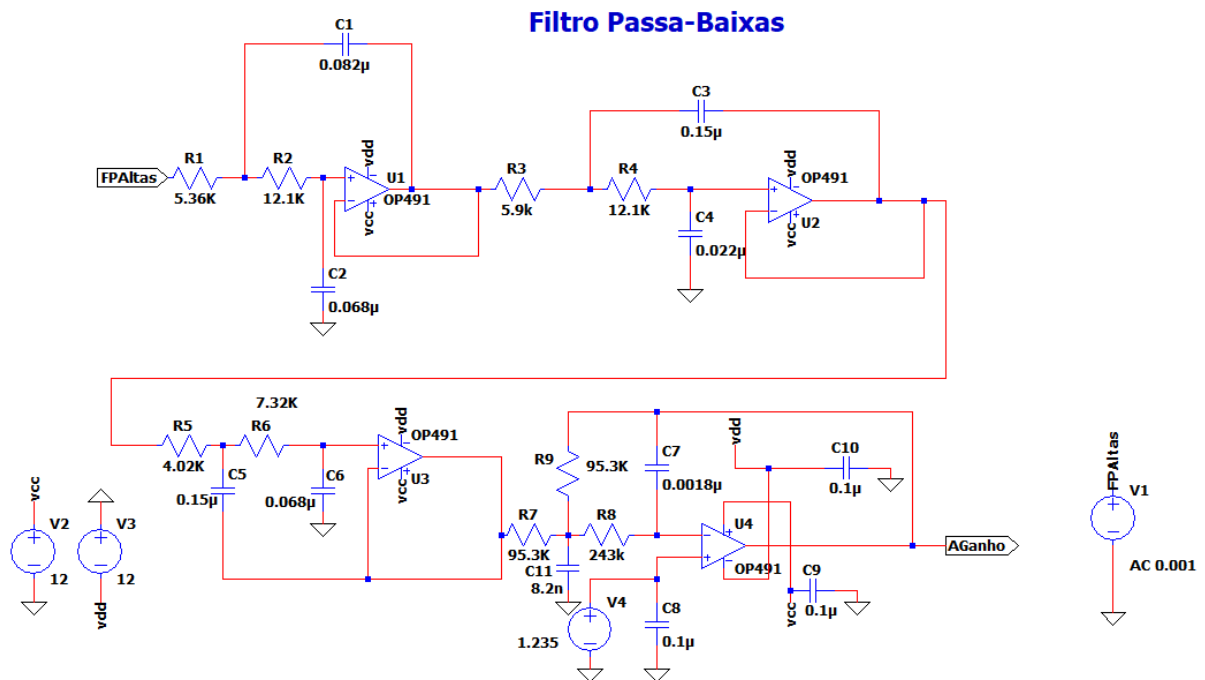


Figura 12 – Circuito do filtro passa-baixas. Fonte: (BECCHETTI; NERI, 2013)

ram escolhidos capacitores comerciais com tensão de operação de 16V, do tipo X7R. Além disso, os resistores escolhidos possuem tolerância próxima a 0.1% com valores entre $1K\Omega$ e $100K\Omega$, pois resistores de valor mais baixo podem extrair muita corrente do amplificador operacional, o qual pode não ser capaz de atingir a faixa dinâmica necessária. Resistores com maiores resistências podem introduzir ruído térmico excessivo. (BECCHETTI; NERI, 2013)

Para esse filtro escolheu-se o filtro tipo Bessel como no passa-altas, pois o filtro deve ser de fase linear. Além disso, a resposta em frequência na banda de transição desse tipo é plana sem oscilação. À medida que a resposta do filtro vai além da frequência de corte, ele decai através da banda de transição para a região de parada.

Escolheu-se um filtro de 8^a ordem para que atingisse atenuação de -3dB na frequência de corte de 170 Hz. A topologia múltiplo Feedback (MFT) deve ser selecionado para a etapa final, já que ele pode realizar elevação de nível de tensão. Todos os resistores e capacitores escolhidos foram de precisão de 1% ou melhor para evitar degradação de performance. A etapa final, onde encontra-se o último Ampop (U4, pode ser visualizada na figura 12 onde eleva o nível para 2,47 V. Isso também significa que o pino 2 do AmpoP U4 está em 1,235 V e como nenhuma corrente DC passa pelo resistor R8, o divisor de tensão feito de R7 e R8 tem valor DC de 0 V na saída do U3, no valor de 1,235 V na entrada do U4 e assim 2,47 V DC na saída U4. Isso prova que o módulo final muda o nível DC de 0 V para 2,47 V. (BECCHETTI; NERI, 2013)

3.4.4 Ajuste de ganho

O circuito de ajuste de ganho foi desenvolvido utilizando a topologia não- inversora a fim de ajustar a amplitude do sinal de saída para tensão de 1V, uma vez que o ganho do circuito total deve ser de 1000. O esquemático encontra-se na figura 13, onde é possível verificar os componentes utilizados: 3 resistores, 1 Ampop modelo OP491, 2 fontes de alimentação DC de 12V e 1 chave seletora. A seleção dos resistores que conferem esses 2 ganhos é feita através da chave seletora S1 controlada por tensão de 2 estágios, aberta ou fechada.

Considerando a tensão *offset* do Opamp Op491 de 1,45 V (DEVICES, 2010) e a tensão que sai do filtro passa baixas de 2,45V, a tensão que entra efetivamente no Opamp U10 da figura 13 é de 0,93 V. Logo ajustou-se o ganho do circuito para 1,1 e 1,067 respectivamente. Como observa-se na figura 13 o resistores R31 foi fixado em 10 Ω e os resistores R30 de 300 Ω e R32 de 150 Ω foram escolhidos para obter-se o valor de 100 Ω a partir da associação em paralelo. O ganho (G) em tensão desse circuito é dado pela equação 3.2, quando a chave S1 estiver fechada.

$$G = 1 + \frac{R_i}{R_f} = 1 + \frac{10}{100} = 1,1 \quad (3.2)$$

Fixando-se o resistor $R_i = 10\Omega$, observa-se que o ajuste deve ser feito no resistor R_f . Logo, para um dado ganho $G = 1,1$, o valor de R_f deve ser de 100 Ω .

$$R_f = \frac{R_i}{G - 1} = 100 \quad (3.3)$$

Logo, para ganhos de 1,1 e 1,067, tem-se que o valor de R_i deve ser de $R_f = 10\Omega$ e $R_f = 150$ ou 100 Ω . Logo, pela figura 13, quando a chave seletora está aberta, o valor de R_f é de 150 Ω e quando está fechada é de 100 Ω . O ganho também pode ser feito pela equação 3.4

$$G = \frac{V_o}{V_i} = \frac{1,02}{0,93} = 1,09 \quad (3.4)$$

Onde V_o corresponde à tensão de saída e V_i à de entrada. Esse valor está próximo ao valor do ganho de 1,1 esperado.

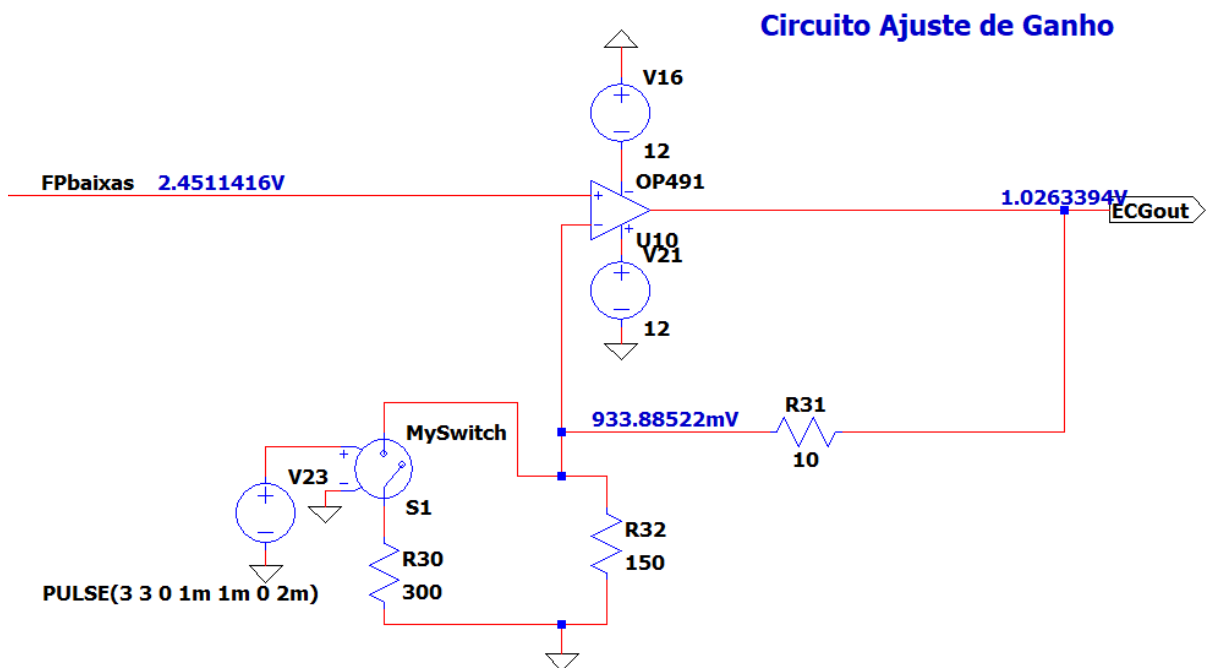


Figura 13 – Circuito de ajuste de ganho. Saída de 1.02V referente à entrada de 933 mV, com ganho de 1.09. Para ganhos de 1.1 e 1.067, tem-se que o valor de R_i deve ser de 10Ω e R_f de 150Ω ou 100Ω . Quando a chave seletora S1 estiver aberta, o valor de R_f é de 150Ω e quando está fechada é de 100Ω . Fonte: Autoria própria.

3.4.5 Simulação completa e os modelos de eletrodos

Para a simulação dos modelos de eletrodos de aço inoxidável e Ag/AgCl utilizou-se a associação em paralelo do resistor R_d e capacitor C_d em série com o resistor R_s , conforme esquemático da figura 15.

Os valores escolhidos para os eletrodos de aço inoxidável e Ag/AgCl foram baseados no estudo de Albulbul (ALBULBUL, 2016), sendo os mesmos encontrados na figura 14. Para o modelo de eletrodo de Ag/AgCl os valores dos resistores da figura 14 foram substituídos para $215.82K\Omega$ para R33 e R35, e 399.7Ω para R34 e R36. O Valor dos capacitores usado foi de 4.9 nF para o eletrodo de aço inoxidável e de 18.9 nF para o de Ag/AgCl. Baseado no estudo de Ruha (RUHA; SALLINEN; NISSILÄ, 1997), foi projetada uma entrada de pulso triangular de tensão de pico de $0,875\text{ mV}$ para eletrodo da perna direita e de 1.313 mV para o da perna esquerda, com período de $46,875\text{ ms}$ em ambos. A simulação dos pulsos triangular pode ser visualizada na figura 16.

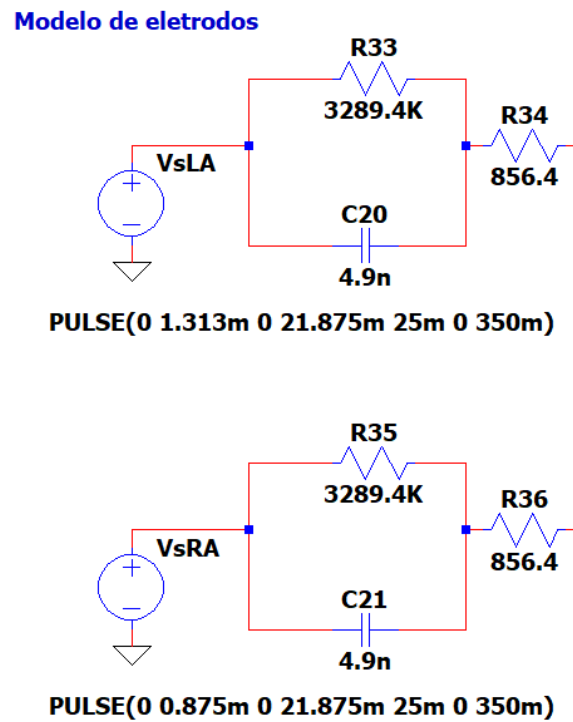


Figura 14 – Esquemático do modelo de eletrodo de aço inoxidável. Foi projetada uma entrada de pulso triangular de tensão de pico de 0,875 mV e período de 46,875 ms. Os valores dos resistores R33, R34, R35 e R36 foram de respectivamente, 3289.4 K Ω e 856.4 Ω . O Valor dos capacitores usado foi de 4.9 nF

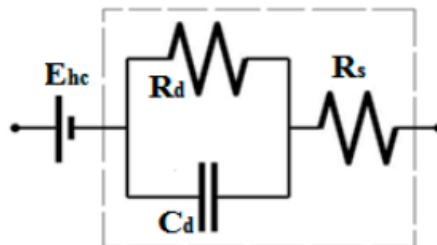


Figura 15 – Circuito equivalente dos diferentes modelos de eletrodo. Ehc (Half-cell potential) possui um valor irrisório e representa a diferença de potencial entre a pele ou eletrólito (gel ou suor) e o eletrodo, como resultado de íons que residem entre o eletrodo e a pele. Cd é a capacitância que armazena as cargas que são colocadas entre o eletrodo e a pele. A resistência que pode ocorrer para a transferência de carga entre a pele e o eletrodo é representada por Rd. A resistência em série Rs representa a resistência do gel eletrólito e suor. Fonte:(ALBULBUL, 2016)

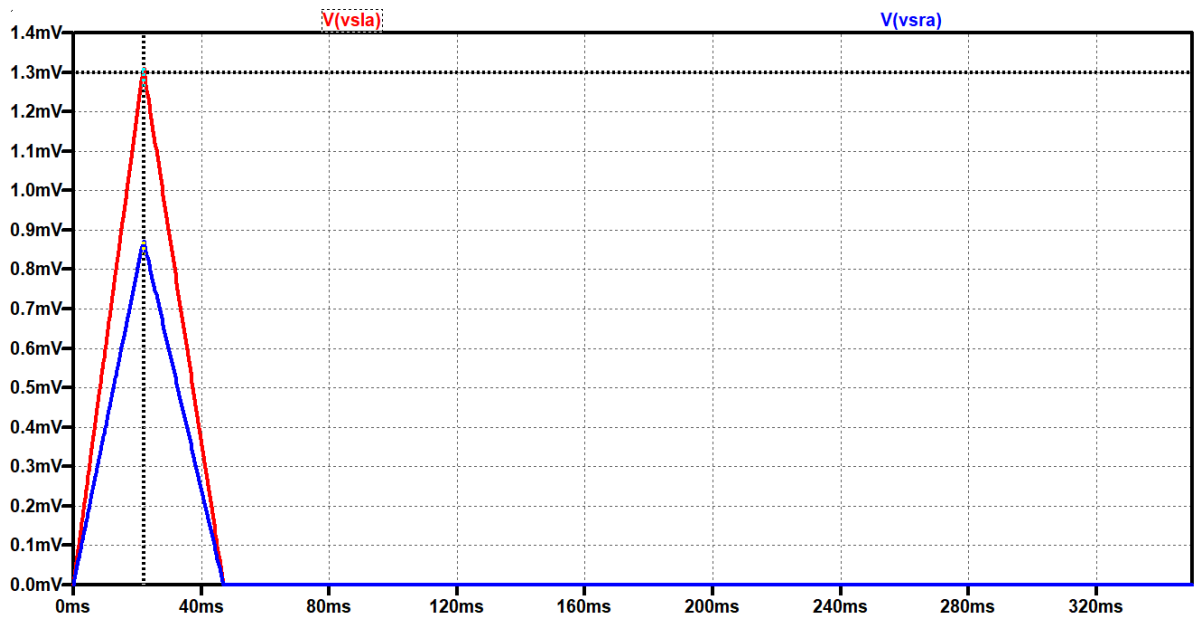


Figura 16 – Pulsos triangulares baseado no estudo de Ruha (RUHA; SALLINEN; NIS-SILÄ, 1997), simulando sinal de ECG artificial com tempo de aquisição de 350 ms, amplitudes de 0.875 mV para eletrodo RA e 1.3125 mV para eletrodo LA. Tempo de subida de 21,8875 ms (linha preta tracejada) e tempo de descida de 25 ms. Fonte: Autoria própria.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Revisão de literatura científica

Foi definida estratégia de busca nas bases de dados Embase, Lilacs e Pubmed. Utilizou-se os seguintes termos de busca para pesquisa dos artigos.

Termos de busca usados na pesquisa na base Embase:

- ('electrocardiograph'/exp OR '3dmp' OR 'cardeascreen' OR 'cardiac arrhythmia monitoring system' OR 'cardioline delta 1 plus' OR 'cardiostar' OR 'cardiotouch-3000' OR 'cardiovit at-2' OR 'cardiovit cs-200' OR 'cardisuny' OR 'cg-7100' OR 'ecg device' OR 'ecg100+' OR 'ekg device' OR 'ekg-1212t' OR 'electrocardiograph, professional, multichannel' OR 'electrocardiograph, professional, single-channel' OR 'electrocardiographic monitor' OR 'electrocardiographic monitoring system' OR 'electrocardiographic patient monitoring system module' OR 'electrocardiographic system' OR 'electrocardiographs' OR 'electrocardiography system' OR 'heartcheck cardibeat' OR 'heartcheck palm' OR 'kardia mobile' OR 'lp 3000' OR 'mac 5000' OR 'mac 5500' OR 'mac 5500 hd' OR 'mac800' OR 'mars (electrocardiograph)' OR 'mars ambulatory ecg analysis system' OR 'mars holter monitoring system' OR 'masterscope ecg' OR 'multichannel electrocardiograph' OR 'multichannel electrocardiograph, noninterpretive' OR 'multichannel electrocardiograph, signal-averaging' OR 'multichannel professional electrocardiograph' OR 'noninterpretive multichannel electrocardiograph' OR 'pagewriter tc30' OR 'pagewriter tc50' OR 'pagewriter tc70' OR 'patient monitoring system module, electrocardiographic' OR 'philips pagewriter touch' OR 'prime (device)' OR 'signal-averaging multichannel electrocardiograph' OR 'single-channel professional electrocardiograph' OR 'skinpure' OR 'st segment monitor' OR 'st segment monitoring device' OR 'st-segment electrocardiographic monitor' OR 'zoll cardiac monitor') AND ('internet of things'/exp OR 'internet of things' OR 'internet-of-thing' OR 'internet-of-things' OR 'iot')

Termos de busca usados na pesquisa na base Lilacs:

- (Internet of Things OR IOT OR IoT OR Internet of Things OR internet-of-things) AND ((electrocardiography) OR (ecg) OR (ekg) OR (12-lead ecg) OR (12 lead ecg) OR (12-lead ekg) OR (ecg, 12-lead) OR (12-lead electrocardiography) OR (12 lead electrocardiography) OR (12-lead electrocardiographies) OR (electrocardiographies, 12-lead) OR (electrocardiography, 12-lead) OR (12-lead ekg) OR (12 lead ekg) OR (12-lead ekgs) OR (ekg, 12-lead) OR (electrocardiogram) OR (electrocardiograms) OR (electrocardiograph) OR (electrocardiographs) OR (electrocardiography) OR (electrocardiography) OR (electrocardiography) OR (ekg) OR (electrocardiography) OR (12 lead ecg) OR (12 lead ecg) OR (12 lead ekgs) OR (ecg 12 lead) OR (12 lead electrocardiography) OR (12 lead electrocardiography) OR (12 lead electrocardiographies) OR (electrocardiography 12 lead) OR (12 lead ekg) OR (12 lead ekg) OR (12 lead ekgs) OR (electrocardiograms) OR (electrocardiogram s) OR (electrocardiographer) OR (electrocardiographic) OR (electrocardiographical) OR (electrocardiographically) OR (electrocardiographics))

Termos de busca usados na pesquisa na base Pubmed:

A pesquisa na base Pubmed exige mais detalhamento dos termos, logo a quantidade de termos inserida é mais extensa. A busca completa pelos termos identificados como: #1, #4 e #5 está disponível na parte de APÊNDICES dessa monografia, dado que cada um dos termos citados (#1, #4 e #5) configura uma longa busca no site da base. A seguir, apresenta-se a busca completa da intervenção combinada com a população, concatenadas pelo termo lógico *AND*.

- #1 AND #4 AND #5, Most Recent,

Os termos de busca utilizados permitiram obter 464 estudos através da pesquisa pela base Pubmed, 20 pela Embase e 292 pela base Lilacs. Após a remoção das duplicatas, restaram 751 estudos que tiveram os títulos e resumos analisados. Desses selecionados, foram excluídos 679 pelos critérios de exclusão. Foram pesquisados os textos completos dos 72 artigos restantes, porém 14 foram removidos por não estarem na língua inglesa. Por fim, os textos completos dos 58 artigos restantes foram lidos e serviram como referências bibliográficas para esse trabalho de conclusão de curso.

A tabela 1 apresenta o detalhamento da exclusão de artigos de forma que foram lidos o títulos e resumos, de acordo com os critérios de exclusão. Ela permite visualizar que a maior parte dos artigos excluídos estão relacionados a estudos sobre gestão hospitalar ou outros aspectos sem informações clínicas, técnicas ou diagnósticas. Nesse critério também foram incluídos: artigos que tratam a respeito de técnicas para ensino de medicina; apenas faz avaliação de uma tecnologia, sem mostrar todo o projeto de construção; revisão

| Critério de exclusão | N |
|--|-----|
| Artigos sobre gestão hospitalar ou outros aspectos sem informações clínicas, técnicas ou diagnósticas | 244 |
| Artigos sobre outros órgãos do corpo, sem ser o coração | 7 |
| Artigos sobre outros exames e procedimentos cardíacos, sem fazer menção a ECG | 189 |
| Artigos sobre ECG de animais | 18 |
| Artigos apenas sobre eletrodos e sem informações técnicas suficientes | 32 |
| Apenas descrição do algoritmo computacional, sem descrição de qualquer especificação técnica de captação do sinal de ECG | 189 |

Tabela 1 – Detalhamento da exclusão de artigos após leitura de título e resumo. N:quantidade de artigos excluídos

sistemática e opinião dos autores. Também, há diversos estudos que apresentam apenas modelagem e descrição de algoritmo computacional, evidenciando uma forte tendência para pesquisas nessa área. Por fim, houve a mesma quantidade do critério anterior, de estudos que fazem a análise de outros exames e procedimentos cardíacos sem menção de ECG. Os demais critérios de exclusão não eliminaram tantos estudos da análise quanto os motivos anteriormente citados, dado que se encaixam em áreas bastante específicas como veterinária, por exemplo.

A tabela 2 apresenta o quantitativo de estudos que foram encontrados no site de cada base de dados pesquisada. Os dados da tabela estão posicionados na mesma sequência vertical da estratégia de busca adotada para os sites. A sequência foi: primeiramente, pesquisou-se no site da CAPES([SITECAPES](#),), seguida da Proquest([SITEPROQUEST](#),), IEEE Xplore([SITEIEEE](#),), IOS Press([SITESITEIOSPRESS](#),) e, por fim, pesquisou-se no Google Academico([SITESITEGOOGLEACAD](#),).

| Base de dados | N |
|------------------|----|
| CAPES | 43 |
| Proquest | 4 |
| IEEE Xplore | 6 |
| IOS Press | 1 |
| Google Academico | 4 |

Tabela 2 – Detalhamento da quantidade de artigos encontrados no site de cada base de dados. N:quantidade de artigos encontrados

Todo o processo de identificação e seleção de estudos pode ser melhor visualizado através do diagrama de fluxo de estudos descrito na figura 17.

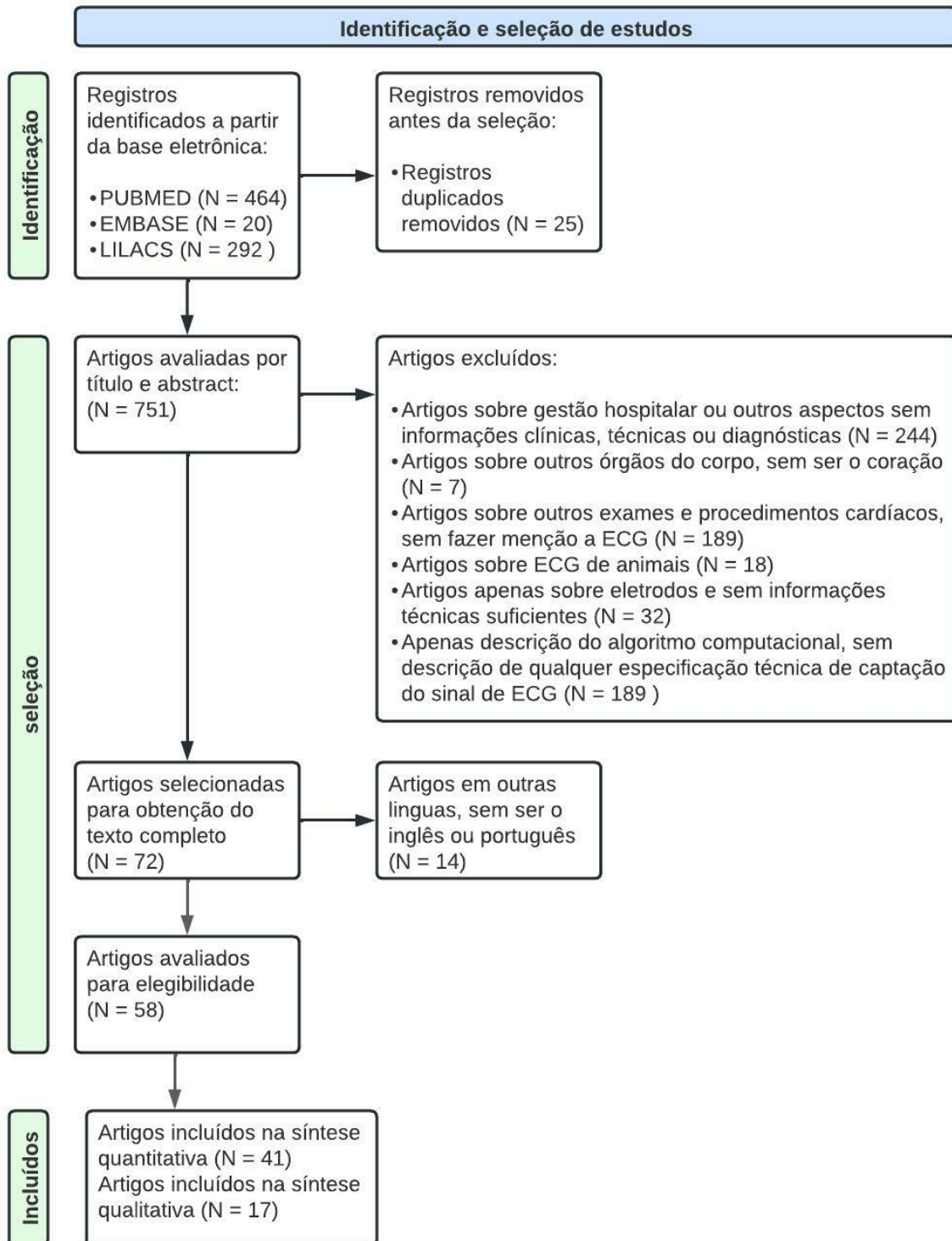


Figura 17 – Fluxo de identificação e seleção de estudos. N:quantidade de artigos. Fonte: Autoria própria.

4.2 Benchmarking de produtos comerciais

O levantamento dos produtos de ECG comercial é importante para escolha das características do projeto seja bem embasado. A partir da análise dos produtos selecionados, foram obtidas suas características principais.

O Gamma Cardio (BECCHETTI; NERI, 2013) possui uma duração de registro entre 5 e 50 segundos. O seu registro tem uma resolução de 12 bits, com uma banda de aquisição entre 0,05 e 150 Hz. É capaz de realizar 10 registros simultâneos. É conectado por 10 eletrodos com fio, com alta qualidade de captação. É alimentado por uma porta USB, logo não é necessário baterias ou transformadores conectados à rede. Padrão de conexão serial de 12bits por meio da porta USB. As suas dimensões físicas são de 9 x 15 x 2 centímetros, tendo um peso de 170 gramas. Possui uma usabilidade favorável à usuários sem conhecimento médico por meio do modo de telemedicina, onde o usuário recebe auxílio para uso do equipamento. Está em conformidade com todas as normas técnicas obrigatórias a produtos para saúde. Possui um processo de manufatura altamente complexo. É importante citar que o aparelho pode ser usado para monitoramento e diagnóstico tanto em hospital como em *homecare*.

O Electrodoctor (da fabricante CELBIT), possui 2 registros simultâneos. As conexões com o paciente podem ser: com fio (eletrodo Ag-AgCl) ou sem fio (eletrodo têxtil em forma de banda ou faixa abdominal). Possui uma autonomia de 720 minutos com uma carga completa de bateria. Seu padrão de conexão é *Bluetooth* e Wi-fi. Para utilizar o dispositivo, é necessário baixar o aplicativos móveis ELECTRODOCTOR gratuitos, disponíveis para: Android versão 4.3 ou superior(esse app adquire o sinal e transmite à internet), Windows (apresentar a informação adquirida pelo aplicativo Android), e Web (receber dados e apresentar aos usuários). É recomendado para monitoramento e diagnóstico em *homecare*.

O relógio ECG WATCH (Neuronica Labs) possui uma duração de registro de 10 segundos, com uma banda de aquisição na faixa de 0,7 à 72 Hz. Realiza 2 registros simultâneos, sendo um eletrodo conectado na parte frontal do aparelho e outro na traseira. Sua bateria possui uma autonomia de 8 dias (11.520 minutos), sendo capaz de fazer 50 aquisições por dia. Seu padrão de conexão são: *Bluetooth* (solicita aquisição e lê os dados) e Wi-Fi (enviar email de aquisição para o médico, sendo disponível apenas para dispositivos Android). O aparelho possui as dimensões reduzidas de apenas 5 x 3 x 1,5 cm. O relógio é fácil de usar, tendo interface com o usuário em Windows e Android. É um relógio de fácil manufatura, pois utiliza sistemas embarcados comerciais de baixo custo como MSP430. Não é recomendado para diagnóstico. Recomendado apenas para monitoramento em *homecare*.

O aparelho D-Heart realiza um registro entre 12 e 60 segundos. Possui uma banda

de aquisição na faixa de 0,05 à 130 Hz. Realiza 5 registros simultâneos, por meio de eletrodos conectados por cabos na pele do paciente. O sistema possui uma autonomia de 24 horas (1440 minutos), com uma carga completa da bateria. A comunicação é feita por padrão *Bluetooth* nos sistemas Android (versões 5.0 à 10.0) e iOS(versões 12 à 14, não sendo compatível com 13.4). O equipamento possui as dimensões 11,7 x 13,7 x 4,4 centímetros e pesa 196 gramas, já os eletrodos são de 3,1 x 4,3 milímetros e pesam 2 gramas. O usuário tem acesso ao ECG na tela dos dispositivos eletrônicos ou impressa em papel. O sistema é de fácil usabilidade e pode ser utilizado em qualquer lugar. Possui um aplicativo com IA capaz de reconhecer a imagem do usuário (obtida por meio da câmera do dispositivo móvel) e auxiliar na conexão dos eletrodos por meio de filtros aplicados na imagem. O equipamento está em conformidade com as normas técnicas: ETSI EN 301 489-1 V2.1.1 (2017-02); ETSI EN 301 489-17 V2.2.1 (2012-09); CEI EN 60601-1-2:2016-04; CEI EN 60601-2-25:2016-04; ETSI EN 300 328: v2.1.1 (2016-11); CEI EN 60601-1-11:2015; IEC 60601-1:2005+A1:2012. É um aparelho de alta complexidade, com diversas funcionalidades integradas de difícil manufatura. É recomendado para monitoramento e diagnóstico em hospital e *homecare*.

4.3 Projeto informacional

A Matriz de Pugh com os aparelhos comerciais escolhidos a partir do estudo está mostrado na figura 18.

| | | | (Referência) GAMMA CARDIO CG | Eletrodoctor (CELBIT) | ECG Watch (Neuronica Lab) | D-Heart |
|------------------------------|--|--|------------------------------------|--------------------------|------------------------------|---------|
| CRITÉRIOS DE AVALIAÇÃO | REGISTRO E GRAVAÇÃO DO ECG | Duração do registro | 0 | 0 | +2 | +2 |
| | | Resolução do registro | 0 | 0 | 0 | +3 |
| | | Quantidade de registros simultâneos | 0 | +3 | +3 | +2 |
| | | Conexões com o paciente | 0 | +3 | +2 | +2 |
| | | Banda de aquisição | 0 | 0 | +1 | +3 |
| | ASPECTOS CONSTRUTIVOS DO PRODUTO | Autonomia de uso | 0 | +1 | +3 | +2 |
| | | Padrão de conexão | 0 | +3 | +2 | +3 |
| | | Dimensões físicas | 0 | 0 | +2 | +2 |
| | | Peso | 0 | 0 | 0 | +2 |
| | | Usabilidade do sistema (Hardware e Software) | 0 | +1 | +2 | +3 |
| | | Conformidade com as normas técnicas obrigatórias a produtos para saúde | 0 | 0 | 0 | +3 |
| | | Facilidade de manufatura | 0 | -1 | +3 | -3 |
| | CENÁRIOS DE USO | Uso em hospitais para diagnóstico | 0 | -2 | -3 | +3 |
| | | Uso em hospitais para monitoramento | 0 | -2 | -3 | +3 |
| | | Uso em homecare para diagnóstico | 0 | +2 | -3 | +3 |
| | | Uso em homecare para monitoramento | 0 | +2 | +2 | +3 |
| | TOTAL | | | +7 | +13 | +36 |

Figura 18 – Matriz de Pugh. O Gamma Cardio CG foi utilizado como referência, sendo comparada com os modelos comerciais Eletrodoctor, ECG Watch e D-Heart.

As notas foram dadas de acordo com a análise dos equipamentos comerciais selecionados. Observa-se que o aparelho comercial D-Heart apresentou a maior pontuação, evidenciando a sua vantagem em relação aos demais aparelhos.

4.4 Projeto conceitual e simulações

4.4.1 Amplificador de instrumentação e Circuito da perna direita

Em conformidade com a norma NFPA, menos que 20 μ A de corrente deve fluir pelas derivações se houver corrente de linha no paciente.(WINTER; WEBSTER, 1983) Conforme essa norma, o circuito PD tem ganho de 100 ou 40dB, com uma frequência de corte aproximada $f_c = 100$ Hz, como observa-se pela linha vermelha da simulação na figura 19. Observa-se pela linha preta pontilhada da figura 19 que a entrada do ECG é estável abaixo de 4 KHz, onde o sinal de modo comum V_c é intensamente atenuado. Também observa-se que acima de 10KHz o circuito PD não tem efeito, uma vez que não há atenuação do modo comum.

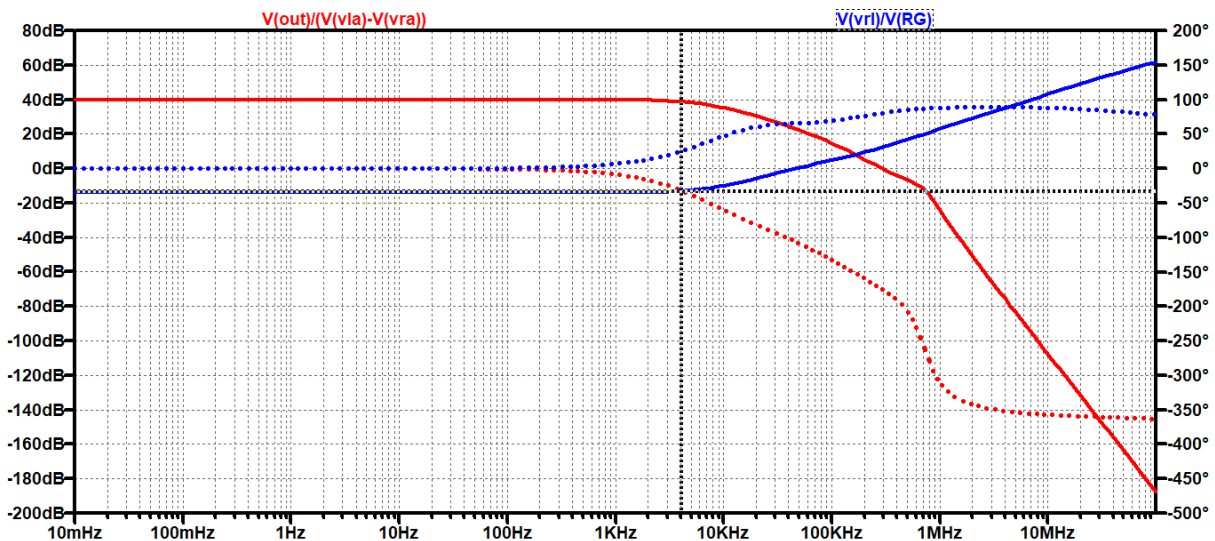


Figura 19 – Simulação Circuito Amplificador de instrumentação e Circuito da perna direita. Ganho de 100 (ou 40dB), com uma frequência de corte aproximada $f_c = 100$ Hz, como observa-se pela linha vermelha da simulação. Observa-se pela linha preta pontilhada da figura que a entrada do ECG é estável abaixo de 4 KHz, onde o sinal de modo comum V_c é intensamente atenuado. Também observa-se que acima de 10KHz o circuito PD não tem efeito, uma vez que não há atenuação do modo comum.

4.4.2 Filtro passa-altas

Conforme a norma R 3 AAMI EC 11, filtro passa-alta pode ter um constante de tempo maior que 3.3 s, que é equivalente a um passa-alta de primeira ordem com frequência de corte 0.05 Hz.(BECCHETTI; NERI, 2013) O valor de RC obtido foi de 3.36, em conformidade com a referida norma.

Conforme pode ser observado na figura 20 o filtro passa-altas projetado possui uma frequência de corte de 0.7 Hz. É idêntico à banda de aquisição do aparelho comercial

ECGWatch, porém apenas 0.065 Hz acima da exigida pela referida norma.

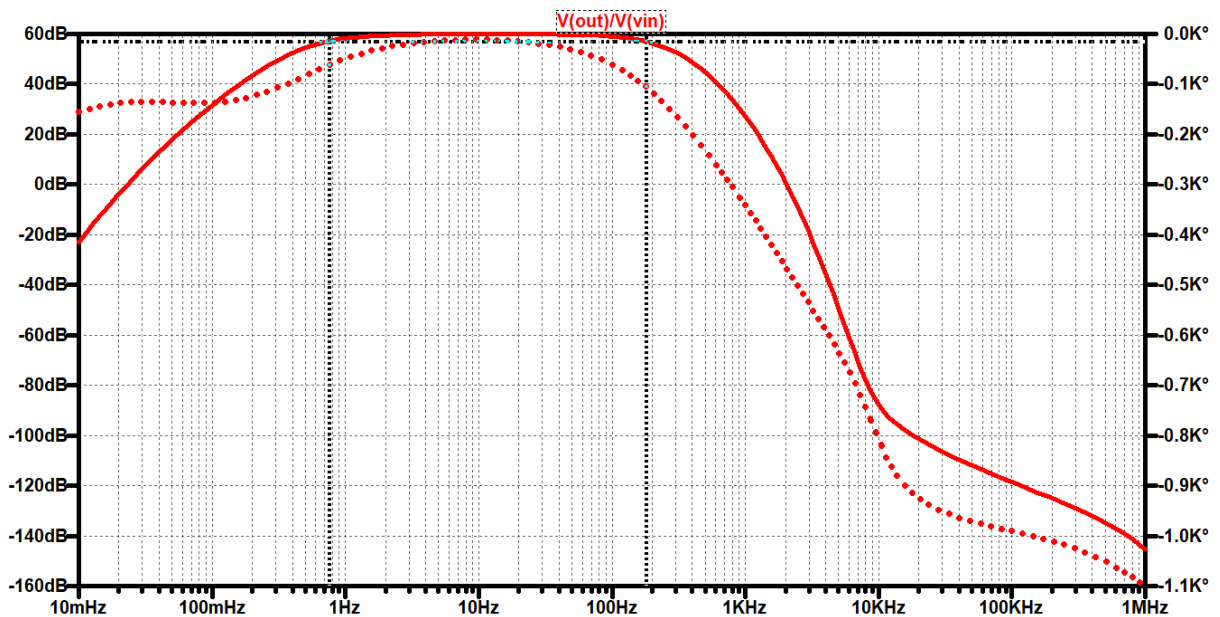


Figura 20 – Simulação do circuito filtro passa-altas. As linhas espessas de mesma cor correspondem à magnitude e as pontilhadas à fase, respectivamente. Possui uma frequência de corte de 0.7Hz, abaixo da qual as frequências menores são atenuadas. As linhas verticais pretas pontilhadas marcam a queda de 3dB limitando na banda de 0,7 Hz a 182Hz.

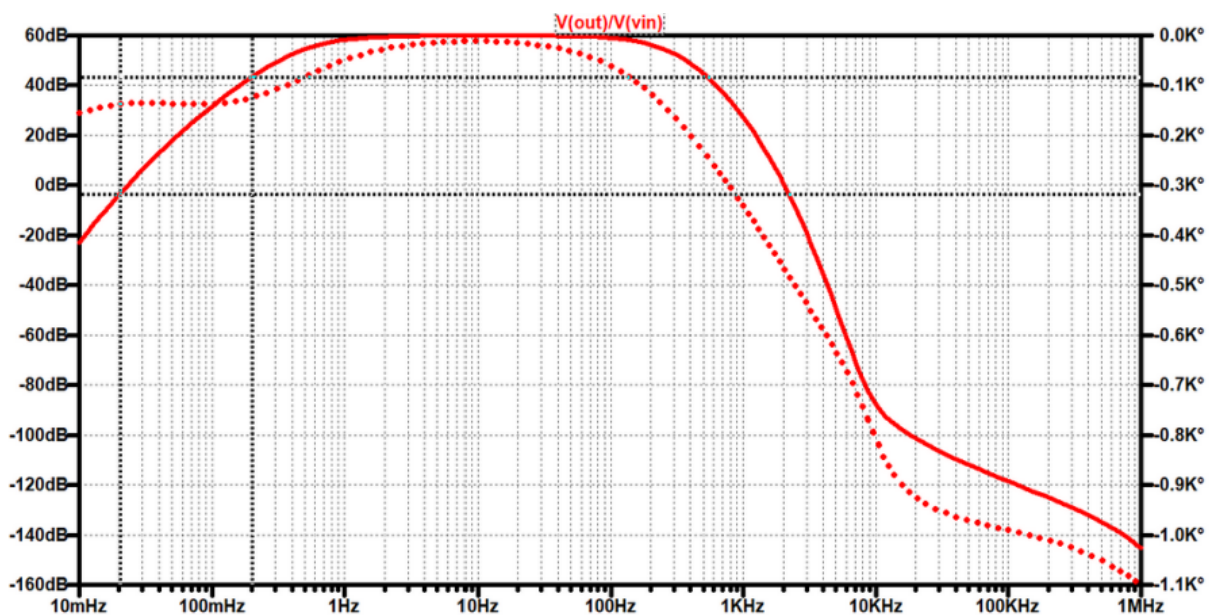


Figura 21 – Inclinação de 40 dB em 1 década. As linhas verticais pretas pontilhadas estão marcando respectivamente 20 mHz e 200 mHz no eixo das frequências e 0 e 40 dB no eixo das ordenadas. As linhas espessas de mesma cor correspondem à magnitude e as pontilhadas à fase, respectivamente.

Devido à tensão *offset* do LT6004 e à tolerância dos resistores e capacitores comerciais, o circuito apresentou um ganho de 60 dB, diferente do originalmente projetado.

Logo, a escolha de componentes reais impõe exigências adicionais ao projeto. Esse problema foi resolvido por meio do circuito de ajuste de ganho da figura 13, em que pôde-se atenuar 40 dB do ganho do circuito passa-altas permitindo haver 60 dB na saída do sistema completo de aquisição.

4.4.3 Filtro passa-baixas

Conforme observa-se na simulação mostrada na figura 22, o filtro passa-baixa simulado possui uma frequência de corte de 175Hz. Nessa região, visualmente identificada pela linha vertical preta pontilhada, encontra-se uma atenuação de -3dB. Na figura 23 observa-se uma inclinação de 160 dB em 1 década.

O filtro projetado confere ganho de 0dB, idêntico ao valor ideal. A atenuação das altas frequências simulada ocorre a partir de 175 Hz, estando próxima à exigida pela norma AAMI EC 11, de 150Hz.

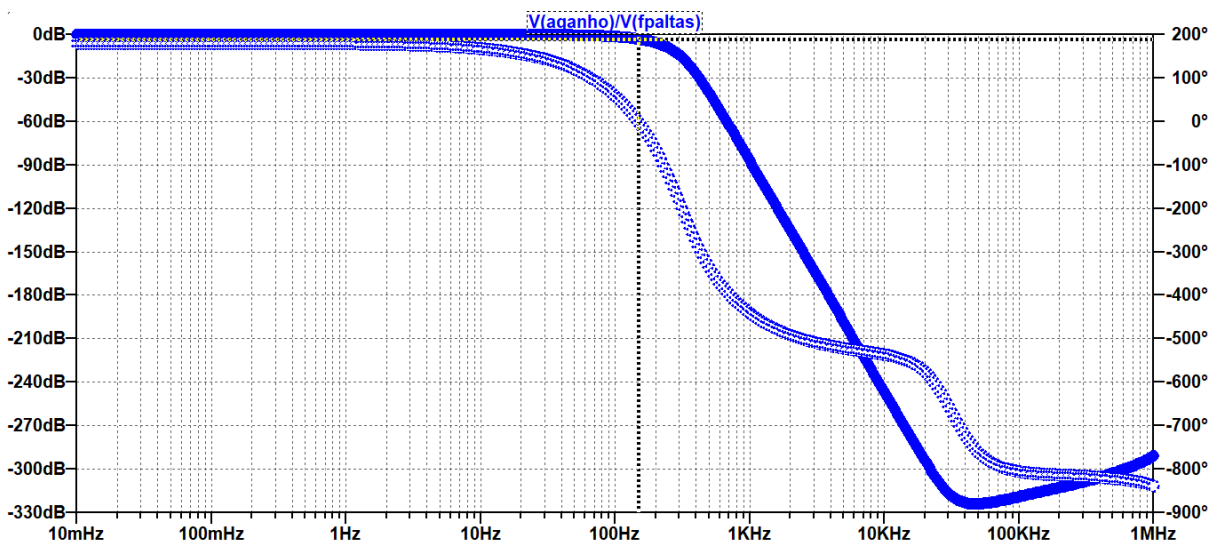


Figura 22 – Simulação Circuito passa-baixas. As linhas espessas de mesma cor correspondem à magnitude e as pontilhadas à fase, respectivamente. Possui uma frequência de corte de 175Hz identificada visualmente pela linha vertical preta pontilhada, onde encontra-se uma atenuação de -3dB no sinal da amplitude referente a linha azul espessa.

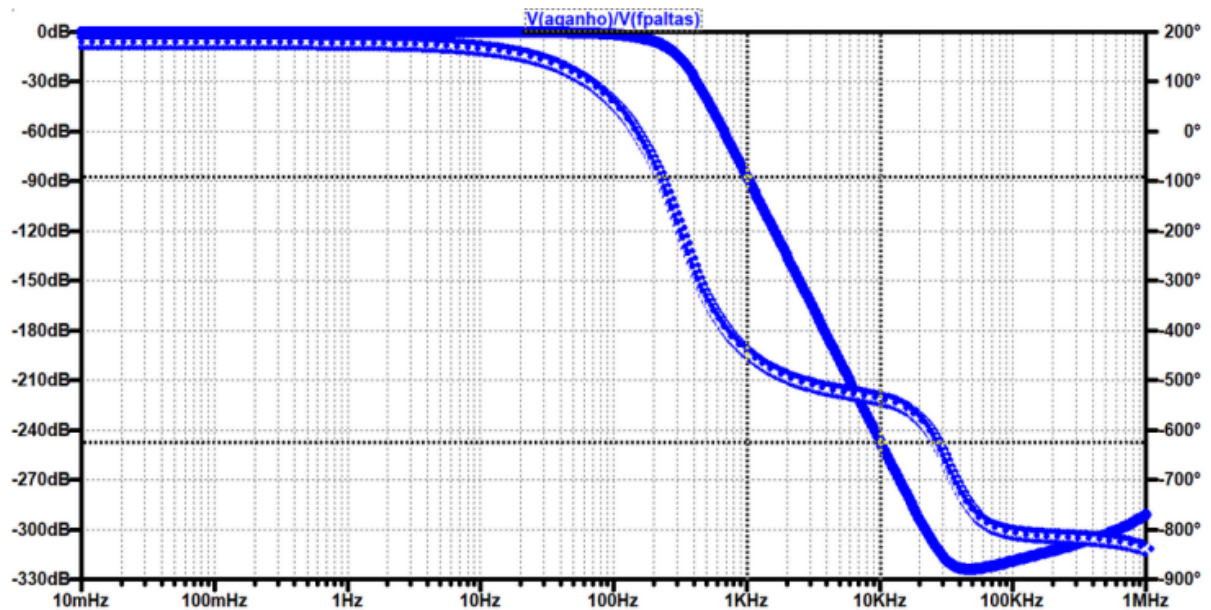


Figura 23 – Inclinação de 160 dB em 1 década. As linhas espessas de mesma cor correspondem à magnitude e as pontilhadas à fase, respectivamente. As linhas verticais pretas pontilhadas estão marcando respectivamente 1 KHz e 10 KHz

4.4.4 Ajuste de ganho

Como pode ser observado na figura 24, o valor da tensão de saída foi ajustado para ser chaveado entre os ganhos de 1 e 1,5. Considerando que o sinal de entrada foi próximo a 1V, a saída está sendo chaveada entre aproximadamente 1,5V e 1V, conforme esperado.

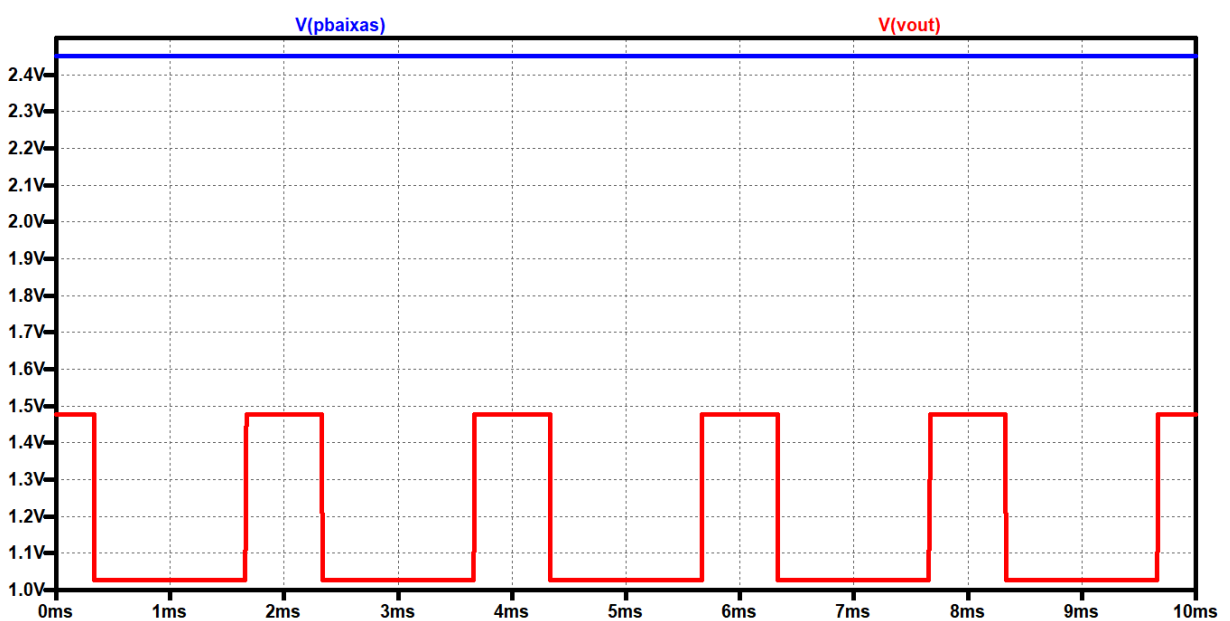


Figura 24 – Simulação transiente do circuito de ajuste de ganho. A saída Vout em vermelho, está sendo chaveada entre os valores aproximados de 1V e 1.5V.

4.4.5 Simulação completa e os modelos de eletrodos

Na figura 25 observa-se as bandas do ganho de cada bloco de aquisição. Em vermelho visualiza-se o ganho do circuito de filtragem completo, ou seja passa-baixas e altas. Em verde está o ganho do circuito da perna direita. Em azul escuro, filtro passa altas. Em azul claro apresenta-se o ganho do circuito de aquisição completo com ganho variando entre 63.3 dB e 60dB, a depender do ajuste de ganho de 1 e 1.5. Na figura 26 visualiza-se a simulação do ganho de aquisição de sinal do eletrocardiograma completo de 60dB. A linha pontilhada vertical preta mostra a banda de aquisição do ECG completo de 0,7 Hz à 175 Hz. A norma AAMI EC 11 define que o sinal de ECG deve estar na banda de 0.05Hz a 150Hz, logo o eletrocardiograma simulado nesse projeto encontra-se dentro do intervalo exigido pela referida norma.

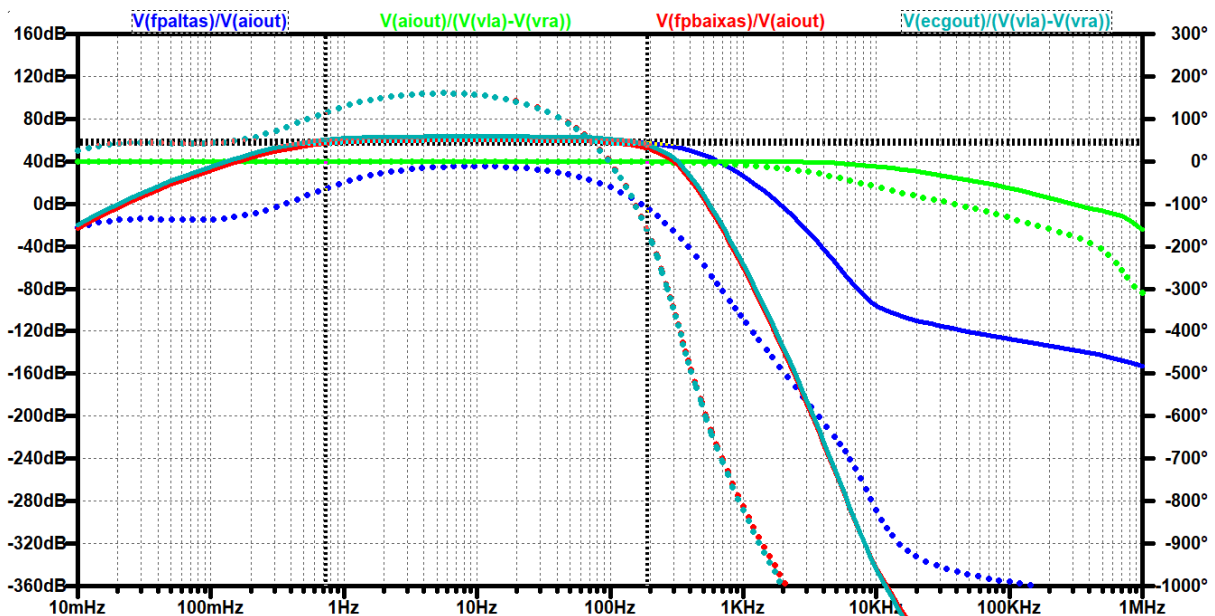


Figura 25 – Simulação do ganho de cada bloco de aquisição. Em vermelho visualiza-se o ganho do circuito de filtragem completo. Em verde está o ganho do circuito da perna direita. Em azul escuro, filtro passa altas. Em azul claro apresenta-se o ganho do circuito de aquisição completo com ganho variando entre 63.3 e 60dB, a depender do ajuste de ganho de 1 e 1.5. A linha pontilhada vertical preta mostra a banda de aquisição do ECG completo de 0,7Hz à 175Hz.

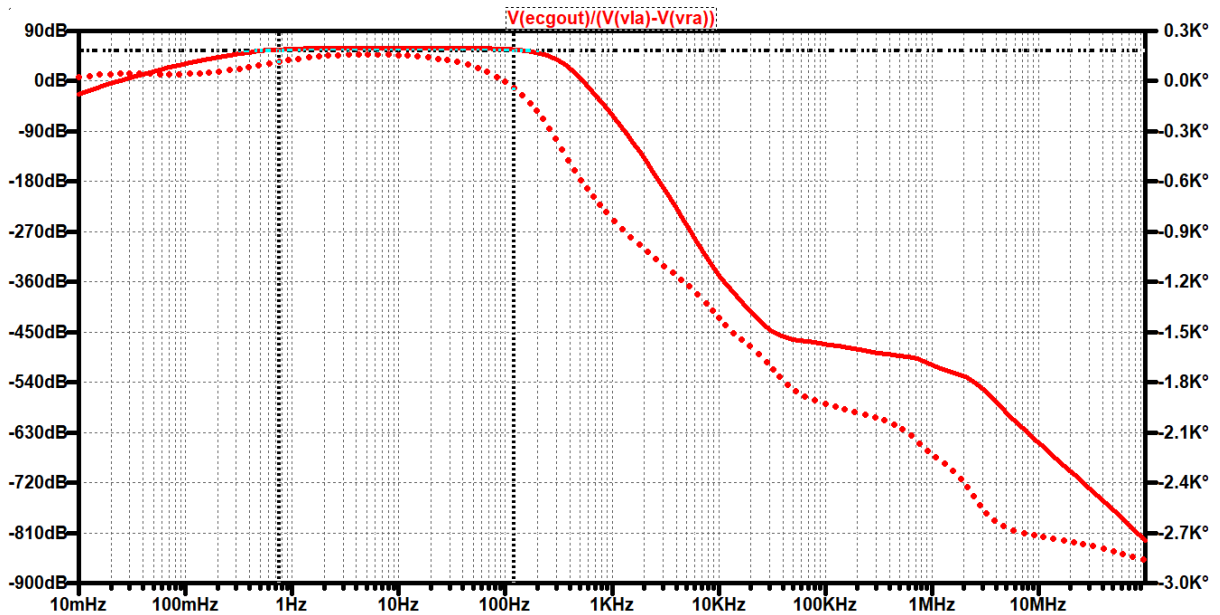


Figura 26 – Simulação do ganho de 60dB do módulo de aquisição de sinal do eletrocardiograma completo. A linha pontilhada vertical preta mostra a banda de aquisição do ECG completo de 0,7Hz à 175Hz.

Após a simulação do circuito do modelo de eletrodos AgAgCl e aço inoxidável foram obtidos os respectivos gráficos. O gráfico do AgAgCl encontra-se nas figura 27 e o gráfico do aço inoxidável encontra-se em 28.

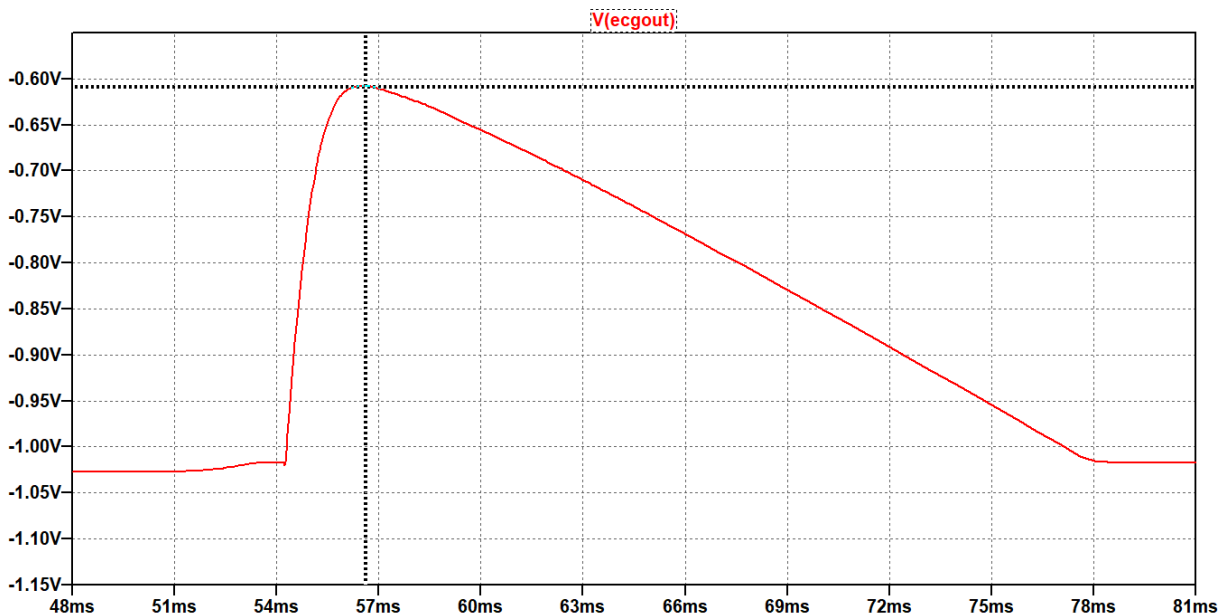


Figura 27 – Simulação do ECG com o modelo de eletrodo Ag/AgCl após a inserção do ECG sintético da figura 16. O sinal de ECG apresentou uma inclinação suave nas regiões de subida e descida do pulso triangular. Apresentou 0.65 V de tensão pico-a-pico.

Nessa simulação, é notório a superioridade do modelo de eletrodo da figura 27 em

relação à qualidade de captação do sinal cardíaco em comparação com o de aço inoxidável da figura 28. O pulso triangular de entrada foi medido com uma pequena inclinação na região de descida, porém preservando o aspecto triangular da onda.

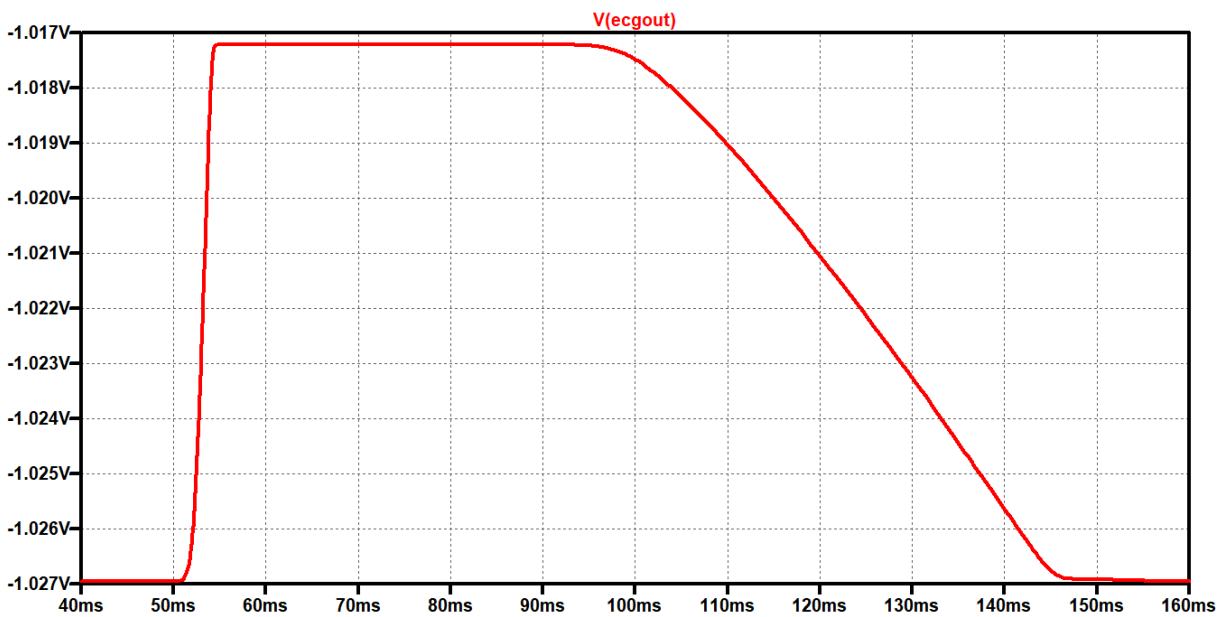


Figura 28 – Simulação da saída do eletrocardiógrafo com o modelo de eletrodo de aço inoxidável após inserção do ECG sintético de pulso triangular da figura 16. O sinal de ECG de saída apresentou uma alteração do aspecto triangular do sinal de ECG sintético de entrada. Com uma tensão pico-a-pico de 10mV. Fonte: Autoria própria

O pico da onda na figura 28 permaneceu constante por aproximadamente 50 ms, o que evidencia um problema na qualidade de leitura do sinal, uma vez que os pulsos de batimento cardíaco possuem um instante de pico muito curto. Logo, nota-se a piora da performance na leitura do sinal de ECG do eletrodo de aço inoxidável em comparação ao de Ag/AgCl.

Para que fosse obtido um ECG sintético mais próximo ao sinal cardíaco real, foi simulado o modelo de onda completa da figura 29, baseado no estudo [(ALBULBUL, 2016)].

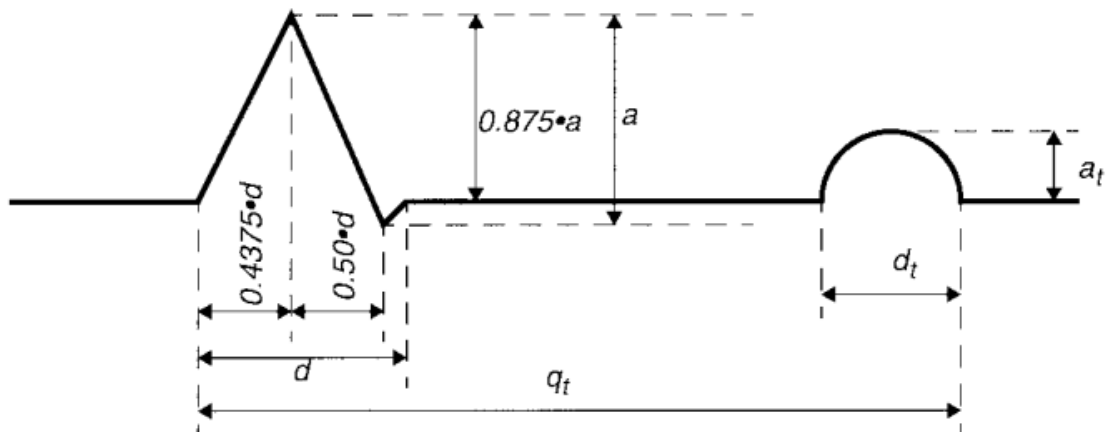


Fig. 8. The artificial ECG signal ($a = 0.5\text{--}5\text{ mV}$ [typ. 1 mV], $d = 70\text{--}120\text{ ms}$, $d_t = 180\text{ ms}$, $a_t = 0.4\text{--}1.2\text{ mV}$ and $q_t = 350\text{ ms}$) [7].

Figura 29 – Modelo de onda completa de ECG sintético, do estudo [(ALBULBUL, 2016)]

Foi necessário somar um pulso circular com atraso de 170 ms e amplitude de pico de 0.4 mV . Esse pulso foi colocado em série com um pulso triangular de tensão de pico de -0.125 mV , conforme esquemático da figura 31. Após isso, somou-se o sinal gerado ao pulso triangular original apresentado na figura 16. Na figura 30, observa-se o novo sinal de ECG sintético gerado.

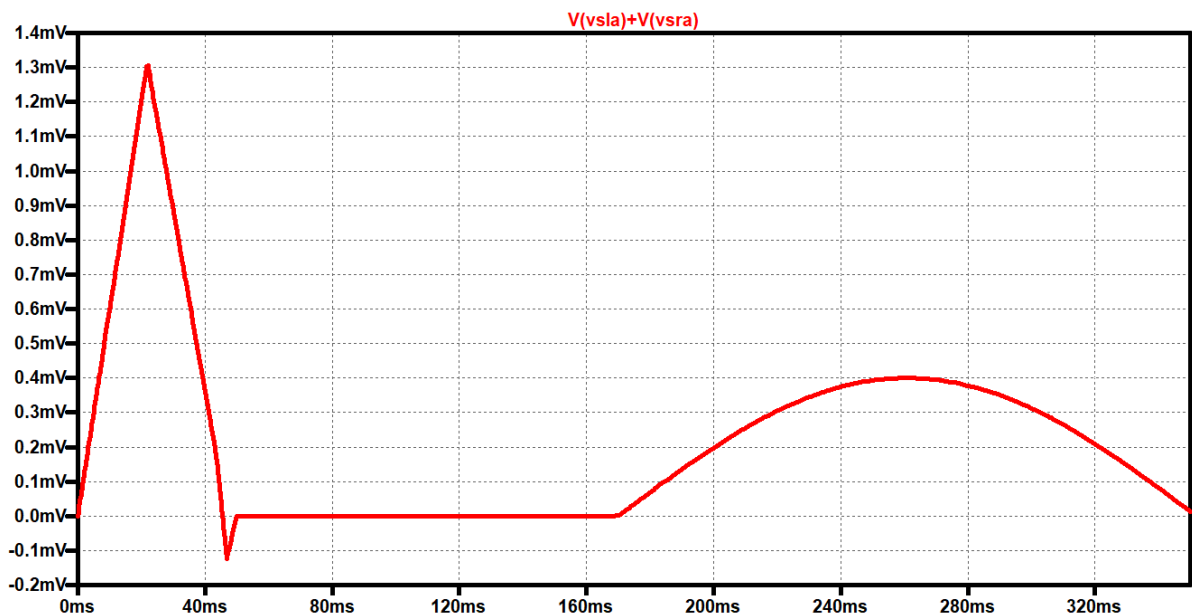


Figura 30 – ECG sintético final. Somou-se um pulso circular com atraso de 170 ms e amplitude de pico de 0.4 mV . Esse pulso foi colocado em série com um pulso triangular de tensão de pico de -0.125 mV . Após isso, somou-se o sinal gerado ao pulso triangular original apresentado na figura 16.

O circuito da figura 31 é uma adaptação do circuito da figura 10. Observa-se que foram retirados os eletrodos R5 e R8 presentes em [10], pois os mesmos referem-se à resistência do eletrodo que já está representada pelos resistores R34 e R36 da figura 31. Além disso, o circuito 31 não possui o filtro passa-baixas RC da figura 10, correspondente aos resistores R36 e R37 e capacitores C4 e C3 do esquemático 10. Tal escolha deve-se ao fato de que o módulo de aquisição de ECG simulado nessa monografia, já possui a etapa de filtro passa-baixas 12. Além disso, uma vez que a frequência de corte do circuito da perna direita (mostrada na figura 19) está acima de 1 KHz, a remoção desse filtro passa-baixas não irá influenciar na saída do ECG total, que possui banda de aquisição de 0,7 Hz à 175 Hz.

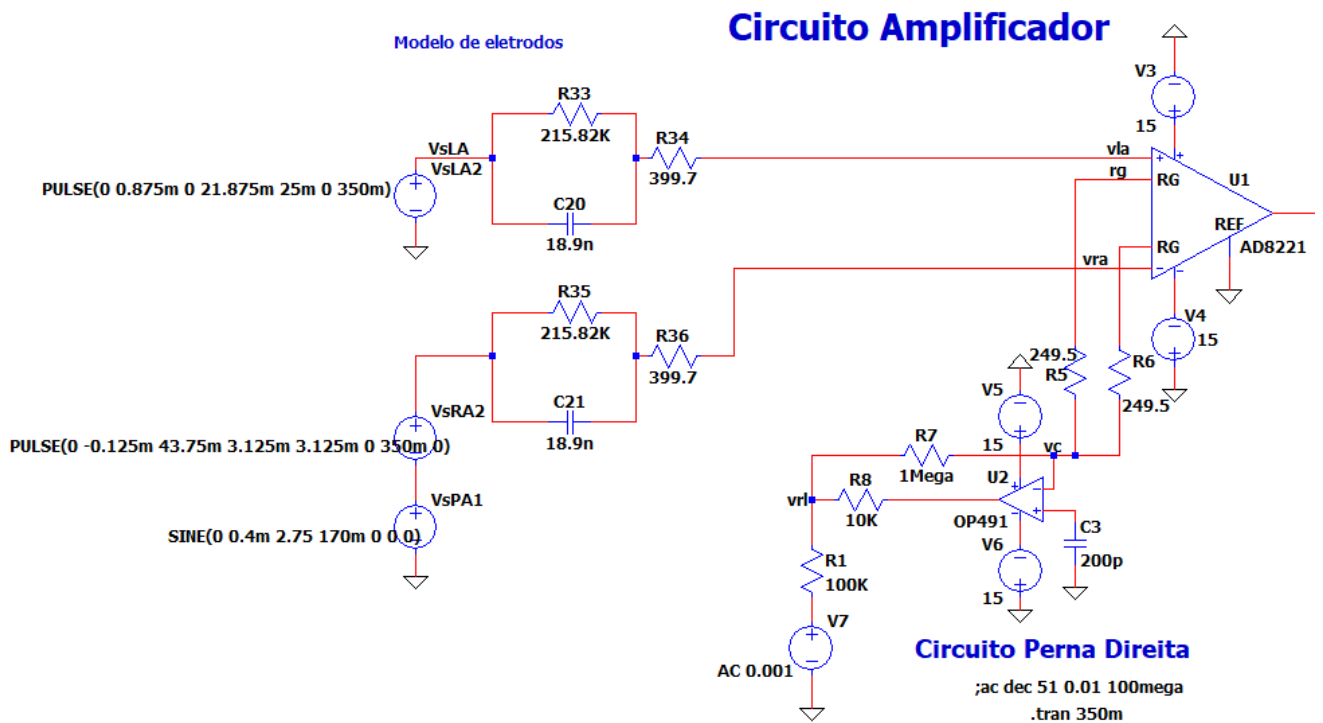


Figura 31 – Adaptação do circuito da figura 10 para simulação do modelo de eletrodo Ag/AgCl na configuração unipolar (RA e LA aterrados). Observa-se que foram retirados os eletrodos R5 e R8 presentes em [10], pois os mesmos referem-se à resistência do eletrodo que já está representada pelos resistores R34 e R36 da figura 31.

Após a simulação no domínio do tempo do circuito da figura 31, obteve-se o sinal de ECG com ruído mostrado na figura 32. Esse sinal corresponde à sobreposição dos sinais de tensão que saem dos eletrodos LA e RA, além do eletrodo de ruído RL.

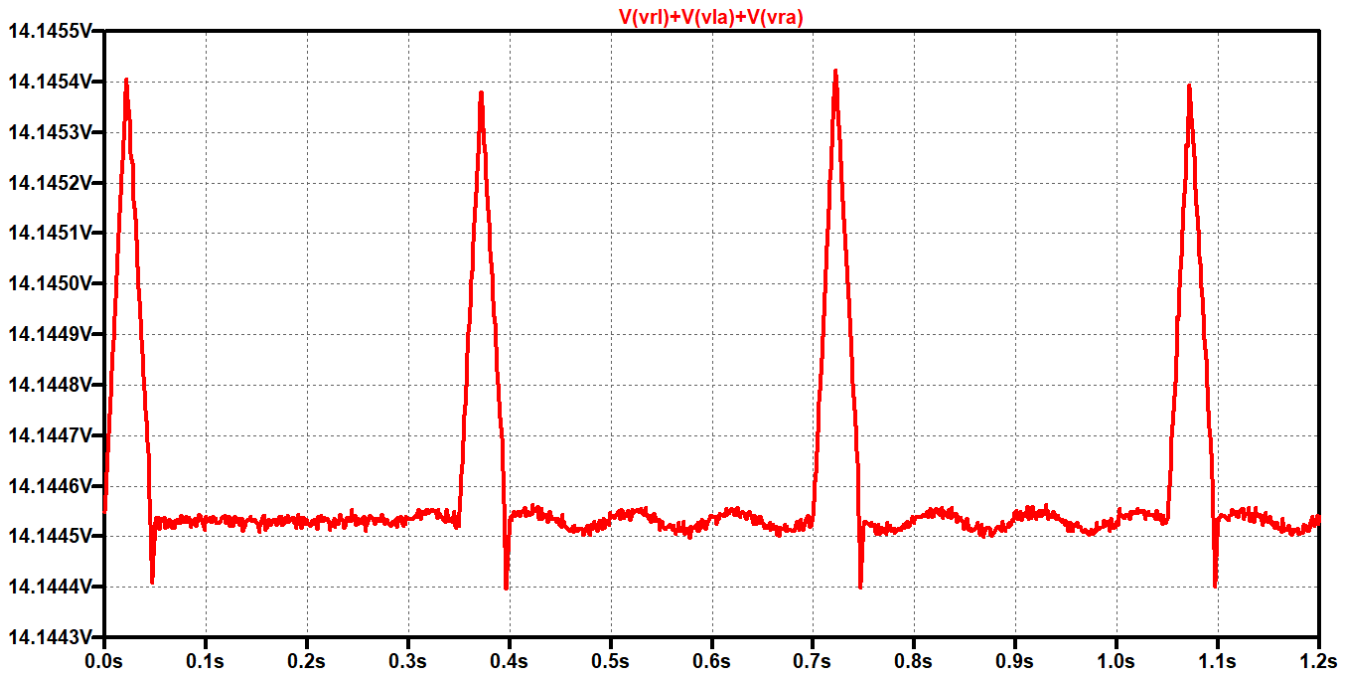


Figura 32 – ECG com ruído. Esse sinal corresponde à sobreposição dos sinais que saem dos modelos de eletrodos da figura 31.

Após a simulação no domínio da frequência do módulo de aquisição de ECG, em conjunto com o circuito de modelo de eletrodos, obteve-se o gráfico da figura 33.

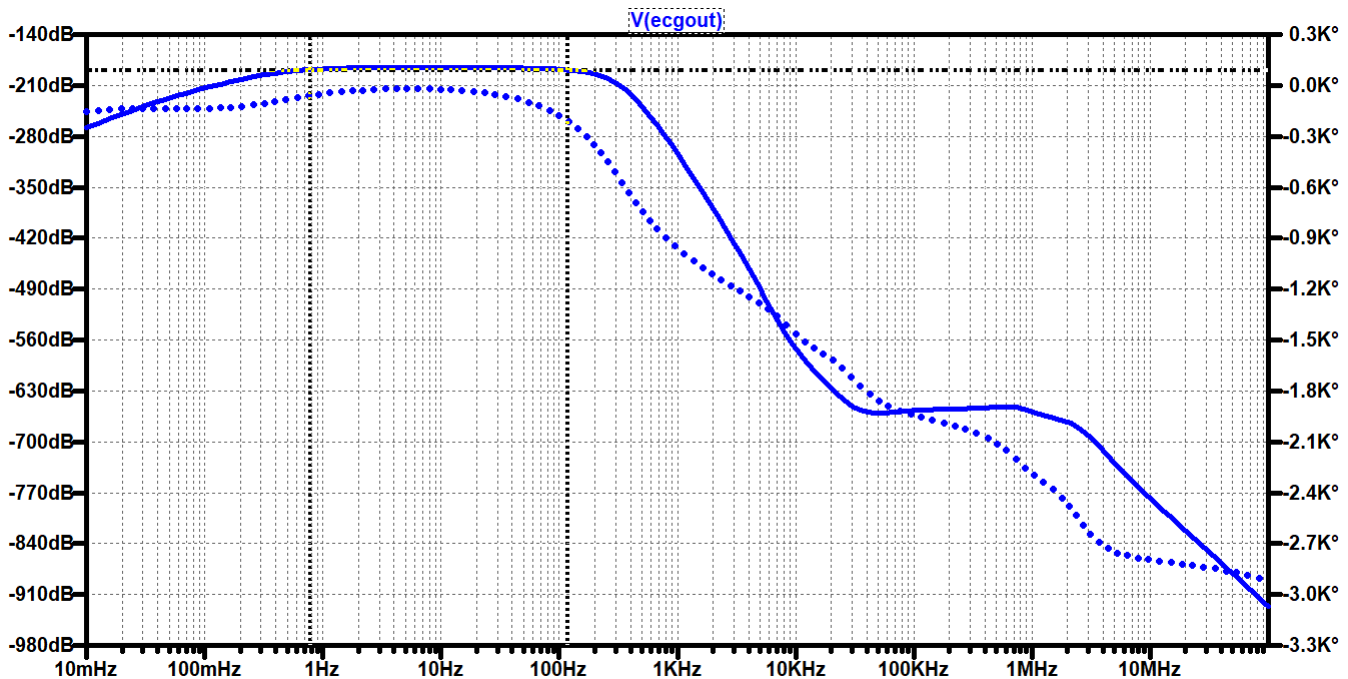


Figura 33 – Saída do sinal do ECG em frequência com ruído atenuado. Foi preservada a banda de aquisição de 0,7 Hz à 175 Hz. Porém houve uma atenuação de -270 dB em relação à simulação sem os eletrodos 26.

Após a simulação no domínio da tempo do módulo de aquisição de ECG total

(31), em conjunto com o circuito de modelo de eletrodos, obteve-se o gráfico da figura 34. Nessa figura, o sinal de ECG de saída apresentou uma onda triangular invertida, com tensão pico a pico de 0,7 V. Logo, observa-se que os sinais de entrada 0.875 mV (eletrodo LA) e -0.125 mV (eletrodo RL) foram efetivamente sobrepostos na saída e amplificados com um ganho próximo a 1000, conforme esperado.

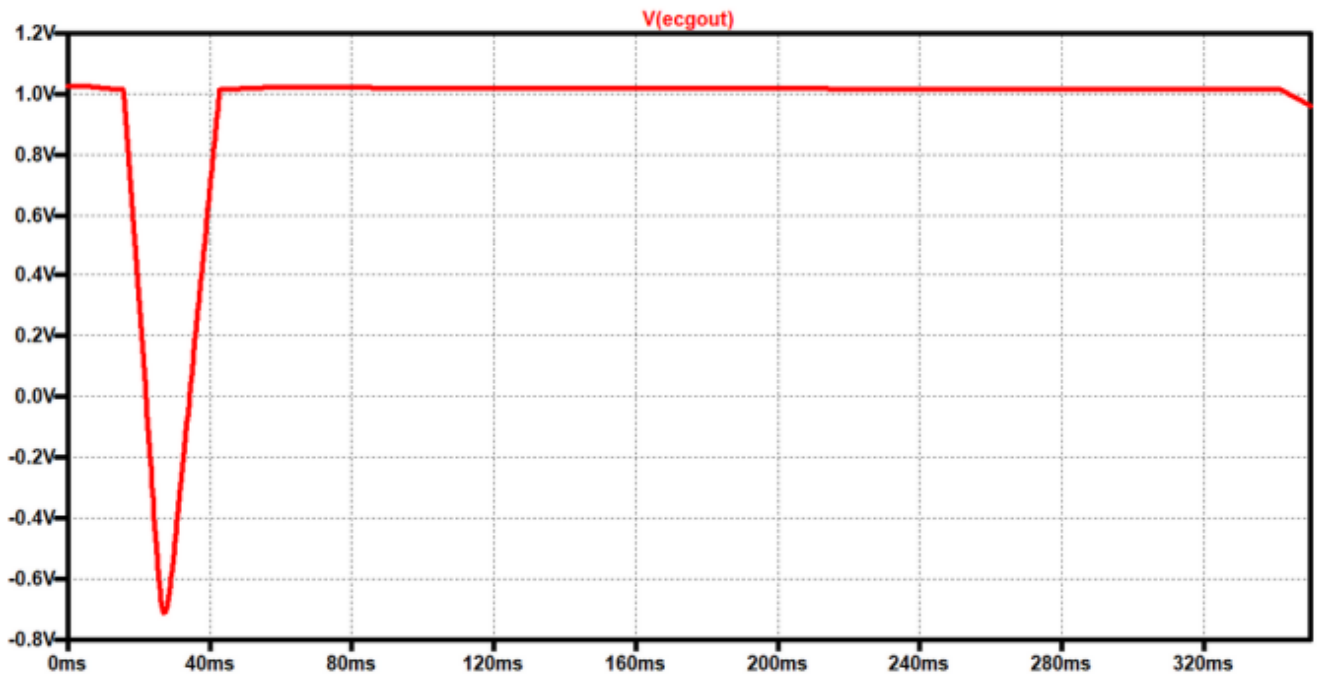


Figura 34 – Saída do sinal de ECG total no domínio do tempo com o ruído atenuado e tensão pico a pico de 0,7 V. Os sinais de entrada 0.875 mV (eletrodo LA) e -0.125 mV (eletrodo RL) foram sobrepostos na saída e amplificados com um ganho próximo a 1000.

5 Conclusões

O trabalho desenvolvido nessa monografia buscou atingir os objetivos específicos definidos na introdução, sendo utilizadas metodologias que permitiram isso. O objetivo principal de apresentar (por simulação computacional dos modelos de componentes eletrônicos reais) o projeto conceitual de um módulo de aquisição de ECG no cenário de *homecare*, que atenda as principais normas técnicas vigentes foi atingido. A ferramenta de simulação computacional utilizada apresentou limitações quanto à escolha de componentes reais, uma vez que oferece apenas modelos de comercializados por ela. Todavia, tal característica não foi impeditiva para realização das simulações, sendo o problema resolvido através da leitura dos *datasheet* dos componentes e escolha individual de cada um baseado na necessidade de cada etapa do módulo de aquisição de ECG desenvolvido.

Foi possível evidenciar a maior qualidade do eletrodo Ag/AgCl quanto à precisão na captação do sinal cardíaco em relação ao modelo de eletrodo de aço inoxidável. Para a análise comparativa fosse precisa, simulou-se os modelos dos 2 eletrodos (LA e RA) juntamente com uma entrada de ECG sintético e eletrodo de ruído RL. A partir da análise gráfica (no tempo e da frequência) da saída do sistema de aquisição completo após a conexão dos 2 modelos, pôde-se observar o comportamento do sinal adquirido. A partir das informações coletadas, conclui-se que o eletrodo de Ag/AgCl preservou melhor o sinal de ECG sintético, tanto em amplitude quanto em banda.

Essa monografia apresentou os principais aspectos do projeto de produto. Logo, foi realizado o projeto conceitual de um módulo de aquisição que atenda às principais normas técnicas vigentes, em especial a AAMI EC 11. As próximas etapas a serem desenvolvidas em trabalhos futuros, até a produção de um equipamento comercial (como o D-Heart) devem seguir a metodologia PRODIP(3), apresentada nesse trabalho.

Após a definição do cenário de interesse, pôde-se especificar o atendimento à pacientes idosos em *homecare*. Foi simulado o modelo de eletrodo capacitivo, por esse sensor possui maior facilidade de uso, uma vez que não exige conexão à pele do paciente. Também, dispensa a necessidade de uso de gel condutor na realização do exame, possibilitando maior conforto ao paciente idoso.

Para trabalhos futuros é essencial a abordagem o conceito de conectividade *blue-tooth*, uma vez que está presente na maioria absoluta dos equipamentos pesquisados na revisão de literatura científica (inclusive na referência D-Heart), conforme observa-se nas tabelas da seção de APÊNDICE B dessa monografia. Esse sistema de comunicação sem fio de curto alcance permite que dispositivos que estejam no mesmo local se conectem diretamente sem a necessidade de infraestrutura de rede, evidenciando boa aplicabilidade

no contexto de *homecare*. Ela utiliza uma frequência de rádio de ondas curtas (da ordem de 2.4 GHz) para criar conexão entre dispositivos que possuem a mesma frequência. Além disso, por apresentar baixo consumo de energia, é recomendável para uso em futuros sistemas de transmissão de ECG que exijam longa duração de funcionamento.

Após realizada a etapa de aquisição simulada nessa monografia, futuros trabalhos deverão incluir testes em um circuito condicionador de sinal a fim de realizar a conversão AD (analógico-digital) do ECG sintético gerado na figura 34. Realizada a conversão AD, o sinal digitalizado será processado e transmitido a um receptor. Para transmissão via *bluetooth* o sinal digitalizado precisará de um periférico que suporte essa tecnologia. Logo, recomenda-se utilizar as placas microprocessadoras Raspberry Pi 3 Model B ou MSP430FR5969 da Texas Instrument. A última possui conversor ADC de 12 bits e velocidade de *clock* de 16MHz ([SITE MSP](#),). Ambas podem ser encontradas no mercado sem muitas dificuldades.

Referências

ALBULBUL, A. Evaluating major electrode types for idle biological signal measurements for modern medical technology. *Bioengineering*, MDPI AG, v. 3, 9 2016. ISSN 23065354. Citado 8 vezes nas páginas 12, 13, 35, 36, 49, 50, 66 e 67.

BACK, N. et al. Projeto integrado de produtos: planejamento, concepção e modelagem. Barueri: Manole, 2008. Citado 4 vezes nas páginas 11, 24, 30 e 31.

BAKER, B. *Designing active analog filters in minutes*. 2013. 0-34 p. Disponível em: <www.ti.com/aaj>. Citado na página 33.

BECCHETTI, C.; NERI, A. *Medical instrument design and development: from requirements to market placements*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2013. Citado 8 vezes nas páginas 11, 32, 34, 43, 46, 47, 57 e 60.

BEITZ, W.; PAHL, G.; GROTE, K. Engineering design: a systematic approach. *Mrs Bulletin*, v. 71, 1996. Citado na página 30.

COSTA, C.; OLIVEIRA, J. L. Telecardiology through ubiquitous internet services. *Int J Med Inform*, v. 81, p. 612–621, 2012. ISSN 1872-8243. Disponível em: <<https://dx.doi.org/10.1016/j.ijmedinf.2012.05.011>>. Citado na página 24.

DEVICES, A. ad8221. p. 1–24, 2003. Disponível em: <https://www.alldatasheet.com/view.jsp?Searchword=Datasheet%20ad8221&gclid=Cj0KCQjwk96lBhDHARIsAEKO4xZZdt1MLkDBfj_IUy9FkRP94Obe_7xv8scriD0k4GZc82JtfUtwvLO8aAh6gEALw_wcB>. Citado na página 46.

DEVICES, A. Op491. p. 1–24, 2010. Disponível em: <<https://www.alldatasheet.com/view.jsp?Searchword=Op491&gclid=CjwKCAjwq4imBhBQEiwA9Nx1BkbomRcs6JgWtVc146WbcuikAi9zUSFVppmBth-qmYFAPiccvbeBwE>>. Citado na página 48.

JÚNIOR, A. P. Amplificadores operacionais e filtros ativos. *Porto Alegre: Bookman*, 2003. Citado na página 33.

LEVINE, D. M. et al. Hospital-level care at home for acutely ill adults: a randomized controlled trial. *Annals of internal medicine*, American College of Physicians, v. 172, n. 2, p. 77–85, 2020. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 26.

PUGH, S. *Total design: integrated methods for successful product engineering*. [S.l.]: Addison-Wesley, 1991. Citado na página 29.

PUGH, S. The systems engineering tool box. *Dr Stuart Burge*, 2009. Citado na página 29.

RUHA, A.; SALLINEN, S.; NISSLÄ, S. *A Real-Time Microprocessor QRS Detector System with a 1-ms Timing Accuracy for the Measurement of Ambulatory HRV*. 1997. 159 p. Citado 3 vezes nas páginas 12, 49 e 51.

- SAHA, H. N. et al. Internet of thing based healthcare monitoring system. In: IEEE. *2017 8th IEEE Annual Information Technology, Electronics and Mobile Communication Conference (IEMCON)*. [S.l.], 2017. p. 531–535. Citado na página 23.
- SEGURA-JUÁREZ, J. J. et al. A microcontroller-based portable electrocardiograph recorder. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 51, p. 1686–1690, 9 2004. ISSN 00189294. Citado 2 vezes nas páginas 11 e 35.
- SERHANI, M. A. et al. Ecg monitoring systems: Review, architecture, processes, and key challenges. *Sensors*, v. 20, n. 6, 2020. ISSN 1424-8220. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/1424-8220/20/6/1796>>. Citado na página 23.
- SIQUEIRA, A. d. S. E.; SIQUEIRA-FILHO, A. G. d.; LAND, M. G. P. Análise do impacto econômico das doenças cardiovasculares nos últimos cinco anos no brasil. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, SciELO Brasil, v. 109, p. 39–46, 2017. Citado na página 23.
- SITEANALOGDEVICES. <<https://tools.analog.com/en/filterwizard/>>. Acessado: 13-04-2022. Citado na página 46.
- SITECAPES. <<https://www-periodicos-capes-gov-br.ezl.periodicos.capes.gov.br/index.php/aceso-cafe.html>>. Acessado: 13-04-2021. Citado na página 55.
- SITEEVLGRP. <<https://info.evaluategroup.com/WPMT2018-CS.html>>. Acessado: 13-04-2021. Citado 2 vezes nas páginas 11 e 25.
- SITEIEEE. <<https://ieeexplore.ieee.org/Xplore/home.jsp>>. Acessado: 13-04-2021. Citado na página 55.
- SITEMCARDIO. <<https://vizhub.healthdata.org/gbd-compare/>>. Acessado: 13-04-2021. Citado 3 vezes nas páginas 11, 23 e 24.
- SITEMSP. <<https://www.ti.com/>>. Acessado: 13-07-2023. Citado na página 72.
- SITEPROQUEST. <<https://www.proquest.com>>. Acessado: 13-04-2021. Citado na página 55.
- SITEREVSIS. <<http://www.rebrats.saude.gov.br/diretrizes-metodologicas>>. Acessado: 13-04-2021. Citado 2 vezes nas páginas 37 e 77.
- SITESBCARDIO. <<https://www.portal.cardiol.br/>>. Acessado: 13-04-2021. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 37.
- SITESITEGOOGLEACAD. <<https://scholar.google.com.br/?hl=pt>>. Acessado: 13-04-2021. Citado na página 55.
- SITESITEIOSPRESS. <<https://www.iospress.com>>. Acessado: 13-04-2021. Citado na página 55.
- SITEWHO. <[https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds))>. Acessado: 13-04-2021. Citado na página 23.
- 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 35 e 60.

Apêndices

APÊNDICE A – Termos de busca completos usados na pesquisa da base Pubmed

As etapas seguidas nesse apêndice estão disponíveis na página 81 da Diretriz Brasileira sobre Elaboração de Revisões Sistemáticas. Esse documento completo encontra-se, gratuitamente, no site ([SITEREVSIS](#),).

Inserindo termo referente a população(#1)

- (((Electrocardiography[Mesh]))) OR (EKG OR ECG OR (12-Lead ECG) OR (12 Lead ECG) OR (12-Lead ECGs) OR (ECG, 12-Lead) OR (12-Lead Electrocardiography) OR (12 Lead Electrocardiography) OR (12-Lead Electrocardiographies) OR (Electrocardiographies, 12-Lead) OR (Electrocardiography, 12-Lead) OR (12-Lead EKG) OR (12 Lead EKG) OR (12-Lead EKGs) OR (EKG, 12-Lead) OR (Electrocardiogram) OR (Electrocardiograms) OR (Electrocardiograph) Electrocardiographs[Title/Abstract]),Most Recent,in the last 5 years,"(Electrocardiography[MeSH Terms] OR ((Electrocardiography [MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR ekg[All Fields] OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR ecg[All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR 12 lead ecg [All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR 12 lead ecg[All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR 12 lead ecgs[All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR ecg 12 lead[All Fields]) OR (Electrocardiography [MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR 12 lead electrocardiography[All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR 12 lead electrocardiography[All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR 12 lead electrocardiographies[All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields]) OR (Electrocardiography [MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR electrocardiography 12 lead[All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR 12 lead ekg[All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography [All Fields] OR 12 lead ekg[All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR 12 lead ekgs[All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields]) OR (electrocardiogram s[All Fields] OR Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR electrocardiogram [All Fields] OR electrocardiograms[All Fields]) OR (electrocardiogram s[All Fields] OR

Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR electrocardiogram[All Fields] OR electrocardiograms[All Fields]) OR (electrocardiographer[All Fields] OR electrocardiographers[All Fields] OR electrocardiographic[All Fields] OR electrocardiographical[All Fields] OR electrocardiographically[All Fields] OR electrocardiographics[All Fields] OR Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR electrocardiograph[All Fields] OR Electrocardiographs[All Fields])) AND Electrocardiographs[Title/Abstract])) AND (y₅[Filter])", "19,595", 09 : 42 : 42

Inserindo termos referentes a intervenção (#2, #3, #4, #5)

1. *Internet das coisas (#2)*

- (Internet of Things[Mesh]) OR (IoT[Title/Abstract])",Most Recent,in the last 5 years,"(Internet of Things[MeSH Terms] OR IoT[Title/Abstract]) AND (y₅[Filter])", "3,149", 09 : 44 : 22

2. *Portátil, baixo custo, remoto, sem contato (#3)*

- ((((((portable[Title/Abstract]) OR (low-cost[Title/Abstract])) OR (remote[Title/Abstract])) OR (contactless[Title/Abstract])) OR (non-contact[Title/Abstract])) OR (mobile[Title/Abstract]),Most Recent,in the last 5 years,"(portable[Title/Abstract] OR low-cost[Title/Abstract] OR remote[Title/Abstract] OR contactless[Title/Abstract] OR non-contact[Title/Abstract] OR mobile[Title/Abstract]) AND (y₅[Filter])", "117,657", 09 : 48 : 03

3. *Equipamentos e Suprimentos (#4)*

- (Equipment and Supplies[Mesh]) OR ((Supplies[Title/Abstract] AND Equipment[Title/Abstract]) OR (Apparatus[Title/Abstract] AND Instruments[Title/Abstract]) OR (Instruments[Title/Abstract] AND Apparatus[Title/Abstract])) OR Supplies OR Inventories OR Inventory OR (Medical Devices) OR (Medical Device) OR (Device, Medical) OR (Devices, Medical) OR Devices OR Device OR Equipment[Title/Abstract])",Most Recent,in the last 5 years,"(Equipment and Supplies[MeSH Terms] OR ((Supplies[Title/Abstract] AND Equipment[Title/Abstract]) OR (Apparatus[Title/Abstract] AND Instruments[Title/Abstract]) OR (Instruments[Title/Abstract] AND Apparatus[Title/Abstract])) OR (Equipment and Supplies [MeSH Terms] OR (Equipment[All Fields] AND Supplies[All Fields]) OR Equipment and Supplies[All Fields] OR Supplies[All Fields] OR supplied[All Fields] OR supply and distribution[MeSH Subheading] OR (supply[All Fields] AND distribution[All Fields]) OR supply and distribution[All Fields] OR supply[All Fields] OR supplying[All Fields]) OR (inventoried[All Fields] OR inventory s[All Fields] OR inventorying[All Fields] OR personality inventory[MeSH Terms] OR (personality

[All Fields] AND inventory[All Fields]) OR personality inventory[All Fields] OR inventories[All Fields] OR Equipment and Supplies[MeSH Terms] OR (Equipment [All Fields] AND Supplies[All Fields]) OR Equipment and Supplies[All Fields] OR inventory[All Fields]) OR (inventoried[All Fields] OR inventory s[All Fields] OR inventorying[All Fields] OR personality inventory[MeSH Terms] OR (personality [All Fields] AND inventory[All Fields]) OR personality inventory[All Fields] OR inventories[All Fields] OR Equipment and Supplies[MeSH Terms] OR (Equipment [All Fields] AND Supplies[All Fields]) OR Equipment and Supplies[All Fields] OR inventory[All Fields]) OR (Equipment and Supplies[MeSH Terms] OR (Equipment [All Fields] AND Supplies[All Fields]) OR Equipment and Supplies[All Fields] OR (medical[All Fields] AND devices[All Fields]) OR medical devices[All Fields]) OR (Equipment and Supplies[MeSH Terms] OR (Equipment[All Fields] AND Supplies [All Fields]) OR Equipment and Supplies[All Fields] OR (medical[All Fields] AND device[All Fields]) OR medical device[All Fields]) OR (Equipment and Supplies [MeSH Terms] OR (Equipment[All Fields] AND Supplies[All Fields]) OR Equip- ment and Supplies[All Fields] OR (device[All Fields] AND medical[All Fields]) OR device medical[All Fields]) OR (Equipment and Supplies[MeSH Terms] OR (Equip- ment[All Fields] AND Supplies[All Fields]) OR Equipment and Supplies[All Fields] OR (devices[All Fields] AND medical[All Fields]) OR devices medical[All Fields]) OR (device s[All Fields] OR Equipment and Supplies[MeSH Terms] OR (Equipment [All Fields] AND Supplies[All Fields]) OR Equipment and Supplies[All Fields] OR device[All Fields] OR instrumentation[MeSH Subheading] OR instrumentation[All Fields] OR devices[All Fields]) OR (device s[All Fields] OR Equipment and Supplies [MeSH Terms] OR (Equipment[All Fields] AND Supplies[All Fields]) OR Equipment and Supplies[All Fields] OR device[All Fields] OR instrumentation[MeSH Subhea- ding] OR instrumentation[All Fields] OR devices[All Fields]) OR Equipment[Title/Abstract])) AND (y₅[Filter]), "597, 954", 09 : 53 : 53

4. Concatenando #2 e #3 (#5)

- (((((portable[Title/Abstract]) OR (low-cost[Title/Abstract])) OR (remote[Title/Abstract])) OR (contactless[Title/Abstract])) OR (non-contact[Title/Abstract])) OR (mobile[Title/Abstract]), Most Recent, in the last 5 years, "(portable[Title/Abstract] OR low-cost[Title/Abstract] OR remote[Title/Abstract] OR contactless[Title/Abstract] OR non-contact[Title/Abstract] OR mobile[Title/Abstract]) AND (y₅[Filter]), "117, 657", 09 : 48 : 03

Concatenando os termos referentes a população e intervenção com operador lógico *booleano* AND

#1 AND #4 AND #5,Most Recent,,"(Electrocardiography[MeSH Terms] OR ((Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR ekg[All Fields] OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR ecg[All Fields])) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR 12 lead ecg[All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR 12 lead ecg[All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR 12 lead ecgs[All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR ecg 12 lead[All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR 12 lead electrocardiography[All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR 12 lead electrocardiography[All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR 12 lead electrocardiographies[All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR electrocardiography 12 lead[All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR 12 lead ekg[All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR 12 lead ekg[All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR 12 lead ekgs[All Fields]) OR (Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields]) OR (electrocardiogram s[All Fields] OR Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR electrocardiogram[All Fields] OR electrocardiograms[All Fields]) OR (electrocardiogram s[All Fields] OR Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR electrocardiogram[All Fields] OR electrocardiograms[All Fields]) OR (electrocardiographer[All Fields] OR electrocardiographers[All Fields] OR electrocardiographic[All Fields] OR electrocardiographical[All Fields] OR electrocardiographically[All Fields] OR electrocardiographics[All Fields] OR Electrocardiography[MeSH Terms] OR Electrocardiography[All Fields] OR electrocardiograph[All Fields] OR Electrocardiographs[All Fields])) AND Electrocardiographs[Title/Abstract])) AND 2016/12/10 00:00:3000/01/01 05:00[Date - Publication] AND ((Equipment and Supplies[MeSH Terms] OR ((Supplies[Title/Abstract] AND Equipment[Title/Abstract]) OR (Apparatus[Title/Abstract] AND Instruments[Title/Abstract]) OR (Instruments[Title/Abstract] AND Apparatus[Title/Abstract]) OR (Equipment and Supplies[MeSH Terms] OR (Equipment[All Fields] AND Supplies[All Fields]) OR Equipment and Supplies[All Fields] OR Supplies[All Fields] OR supplied[All Fields] OR supply and distribution[MeSH Subheading]

OR (supply[All Fields] AND distribution[All Fields]) OR supply and distribution[All Fields] OR supply[All Fields] OR supplying[All Fields]) OR (inventoried[All Fields] OR inventory s[All Fields] OR inventorying[All Fields] OR personality inventory [MeSH Terms] OR (personality[All Fields] AND inventory[All Fields]) OR personality inventory[All Fields] OR inventories[All Fields] OR Equipment and Supplies [MeSH Terms] OR (Equipment[All Fields] AND Supplies[All Fields]) OR Equipment and Supplies[All Fields] OR inventory[All Fields]) OR (inventoried[All Fields] OR inventory s[All Fields] OR inventorying[All Fields] OR personality inventory[MeSH Terms] OR (personality[All Fields] AND inventory[All Fields]) OR personality inventory[All Fields] OR inventories[All Fields] OR Equipment and Supplies[MeSH Terms] OR (Equipment[All Fields] AND Supplies[All Fields]) OR Equipment and Supplies[All Fields] OR inventory[All Fields]) OR (Equipment and Supplies[MeSH Terms] OR (Equipment[All Fields] AND Supplies[All Fields]) OR Equipment and Supplies[All Fields] OR (medical[All Fields] AND devices[All Fields]) OR medical devices[All Fields]) OR (Equipment and Supplies[MeSH Terms] OR (Equipment [All Fields] AND Supplies[All Fields]) OR Equipment and Supplies[All Fields] OR (medical[All Fields] AND device[All Fields]) OR medical device[All Fields]) OR (Equipment and Supplies[MeSH Terms] OR (Equipment[All Fields] AND Supplies [All Fields]) OR Equipment and Supplies[All Fields] OR (device[All Fields] AND medical[All Fields]) OR device medical[All Fields]) OR (Equipment and Supplies [MeSH Terms] OR (Equipment[All Fields] AND Supplies[All Fields]) OR Equipment and Supplies[All Fields] OR (devices[All Fields] AND medical[All Fields]) OR devices medical[All Fields]) OR (device s[All Fields] OR Equipment and Supplies [MeSH Terms] OR (Equipment[All Fields] AND Supplies[All Fields]) OR Equipment and Supplies[All Fields] OR device[All Fields] OR instrumentation[MeSH Subheading] OR instrumentation[All Fields] OR devices[All Fields]) OR (device s[All Fields] OR Equipment and Supplies[MeSH Terms] OR (Equipment[All Fields] AND Supplies[All Fields]) OR Equipment and Supplies[All Fields] OR device [All Fields] OR instrumentation[MeSH Subheading] OR instrumentation[All Fields] OR devices[All Fields]) OR Equipment[Title/Abstract])) AND 2016/12/10 00:00 :3000/01/01 05:00[Date - Publication]) AND (((Internet of Things[MeSH Terms] OR IoT[Title/Abstract]) AND 2016/12/10 00:00:3000/01/01 05:00[Date - Publication]) OR ((portable[Title/Abstract] OR low-cost[Title/Abstract] OR remote[Title/Abstract] OR contactless[Title/Abstract] OR non-contact[Title/Abstract] OR mobile[Title/Abstract]) AND 2016/12/10 00:00:3000/01/01 05:00[Date - Publication]))",464,09:54:50

APÊNDICE B – Tabelas de extração de dados dos artigos completos

| | | |
|---------------------------------|---|-----------------------|
| Ref ID (1*) | DOI:978-1-4244-7929-0/14/\$26.00© 2014 IEEE | DOI:10.3390/s19224996 |
| Sistema de ECG (2*) | Electrodoctor (CELBIT) | Protótipo |
| Quantidade de canais (3*) | n.d(21*) | 5 |
| Quantidade de derivações (4*) | n.d | 3 |
| Tipo de sensor de registro (5*) | capacitivo e Ag-AgCl | têxtil |
| Ajuste de ganho (6*) | n.d | n.d |
| Ganho total #1 (7*) | n.d | n.d |
| Ganho total #2 | n.d | n.d |
| Ganho total #3 | n.d | n.d |
| Banda de aquisição (8*) | n.d | 250 Hz |
| Tempo de registro (9*) | n.d | n.d |
| Resolução (10*) | n.d | 24 |
| Autonomia de uso (11*) | 720 min | 3000 min |
| Dimensões (A X L X P) (12*) | n.d | n.d |
| Peso (13*) | n.d | n.d |
| Posição de registro (14*) | n.d | n.d |
| População clínica (15*) | 20 à 70 anos/ambos sexos | n.d |
| Interface gráfica (16*) | n.d | n.d |
| Conectividade (17*) | n.d | n.d |
| Padrões de conexão (18*) | bluetooth | n.d |
| Custo (19*) | n.d | n.d |
| Observações(20*) | n.d | n.d |

Tabela 3 – Tabela de extração dos artigos completos

Legenda: (1*): Corresponde ao código de identificação de cada estudo .A *citation key* do gerenciador de referência para cada artigo.(e.g. DOI (*Digital Object Identifier*); ISBN(*International Standard Book Number*)); (2*): O sistema de ECG pode ser um protótipo ou produto(com o respectivo nome do fabricante e modelo); (3*): Refere-se à quantidade de eletrodos usados (quantidade de registros efetivamente simultâneos); (4*): Quantidade de derivações que o sistema consegue emular; (5*): Tipo do sensor usado. (e.g. Capacitivo, indutivo, têxtil, Ag-AgCl); (6*): Se o sistema possui função de ajuste de ganho (Sim ou Não); (7*): Valor numérico e unidade; Se o sensor for do tipo ativo, com algum ganho já nele também está incluso aqui; (8*): Limites inferior e superior da banda de frequência do sinal adquirido; (9*): Tempo de registro do sinal ECG.; (10*): Resolução dado em bits; (11*): Minutos de funcionamento apenas com uso da bateria, ou INF se for apenas conectado à tomada; (12*): Altura, largura e profundidade em cm; (13*): Peso do sistema com todos os componentes; (14*): Como o paciente é posicionado (e.g. deitado, em pé, sentado); (15*): Informações de faixa etária, sexo e doenças preexistentes na população do artigo; (16*): Interface de interação com o usuário. Opção 1: Tela; Opção 2: impressão em papel; opção 3: não possui; (17*): Meio de transmissão do sinal de ECG. Opção 1: transmite ECG bruto; Opção 2: transmite parâmetros (do ECG processado) para diagnóstico; Opção 3: apenas transmite aviso (de emergência); (18*): Padrão de conexão entre os dispositivos. (e.g. Serial, com número de bits; Bluetooth ou similar, com tipo e versão; Ethernet/wi-fi,com respectivo tipo)); (19*): Refere-se ao preço do produto. Identificado pela quantidade e tipo de moeda; (*20): Prós e contras de cada estudo; (21*): n.d significa que a informação não está disponível na referência; ;(22*): STD (*Standard*): Coluna presenta na última tabela desse apêndice, referente ao resultado de todos os padrões pesquisados(e.g. Normas técnicas; Diretrizes das sociedades médicas)

As tabelas a seguir são continuação da tabela 3, a qual foi dividida em 5 sub tabelas dado que foram analisados 41 estudos completos na síntese quantitativa.

| | | | | | | | | |
|----------------------------|---|---------------------------|---------------------------|--|--|---------------------------------------|---------------------------------------|--|
| Ref ID | DOI: 1.0595809 765506.0218.004576 | DOI: 10.3390/s21248272 | DOI: 10.3390/s21082781 | DOI: 10.3390/s20247353 | DOI:10.5958/097 6-5506.2019. 01771.6 | DOI:10.1007/ s10916- 016-0644-9 | DOI:10.1007 /s10916-017- 0860-y | DOI: 10.3390 /s21186036 |
| Sistema de ECG | Protótipo | Protótipo | Protótipo | Protótipo | Protótipo | Protótipo | Protótipo | 2-ECG WATCH |
| Quantidade de canais | n.d | 2 | n.d | 3 | n.d | 3 | 3 | 2 |
| Quantidade de derivações | n.d | n.d | 12 | 1 | 3 | 3 | 3 | 1 |
| Tipo de sensor de registro | n.d | capacitivo | n.d | n.d | n.d | Ag-AgCl | Ag-AgCl | téxtil |
| Ajuste de ganho | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | sim |
| Ganho total #1 | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | 20dB |
| Ganho total #2 | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | 40dB |
| Ganho total #3 | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | 60dB |
| Banda de aquisição | 60 Hz | 100hz | n.d | 900 MHz | n.d | 72hz | n.d | 0.7-72Hz |
| Tempo de registro | 0.09167 min | n.d | 3min | 1 min | n.d | n.d | 0.1 min | 0.01667 min |
| Resolução | n.d | n.d | n.d | 16 | n.d | 32 | 12 | n.d |
| Autonomia de uso | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | 11.520 min |
| Dimensões (A X L X P) | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | 5 ×3 ×1.5 cm |
| Peso | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d |
| Posição de registro | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d |
| População clínica | n.d | n.d | n.d | idoso | n.d | Teste:Homem; 22anos; 179cm;65kg | n.d | 25-35 anos;sem problemas cardíaco |
| Interface gráfica | n.d | n.d | 1 | 1 | 1 | 1 | n.d | 1 |
| Conectividade | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | 2 | n.d | 2 |
| Padrões de conexão | wifi/bluetooth | n.d | n.d | LoRa | n.d | wi-fi(IEEE 802.11 b/g/n) | bluetooth | bluetooth |
| Custo | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | 30 € |
| Observações | n.d | n.d | n.d | pro: deep learning com Fog computing para detecção de fibrilação atrial. Contra: componente pouco robusto | pro: intuitivo;compacto ;baixo custo;Contra: processador com delay minimo de 5s à 10s para adquirir e transmitir | baixa acurácia para diagnóstico | n.d | contra:soamente detecta fibrilação atrial; pro:baixo custo; uso intuitivo |

| | | | | | | | | | | |
|----------------------------|--|---------------------------|----------------------------------|------------------------|--------------------------|----------------------------------|-----------------------------|---------------------------------|---|--|
| Ref ID | DOI: 978-1-7281-1990-8/20/\$31.00 ©2020 IEEE | DOI: 10.3390/bios11060188 | DOI: 10.3390/s17040875 | DOI: 10.3390/s19153284 | DOI: 10.1155/2015/701520 | documento Gale: GALE A5 13430910 | DOI: 10.3390/s140609900 | DOI: 10.1109/TBCAS.2018.2824659 | DOI:978-1-4244-7929-0/14/\$26.00 ©2014 IEEE | DOI:10.3390/s19040775 |
| Sistema de ECG | protótipo | protótipo | protótipo | protótipo | protótipo | protótipo | protótipo | protótipo | protótipo | protótipo |
| Quantidade de canais | 3 | 3 | 3,4 ou 5 | 3,4 ou 5 | 3 | 3 | 3 | n.d | 2 | 3 |
| Quantidade de derivações | 2 | 1 | 3,5 ou 12 | 3,5 ou 12 | 3 | 1 | n.d | n.d | n.d | n.d |
| Tipo de sensor de registro | n.d | n.d | n.d | n.d | Ag-AgCl | n.d | Ag-AgCl | Ag-AgCl | capacitivo | n.d |
| Ajuste de ganho | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d |
| Ganho total #1 | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d |
| Ganho total #2 | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d |
| Ganho total #3 | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d |
| Banda de aquisição | n.d | 0,5 - 40 Hz | 20 Hz | 20 Hz | 0,02 - 159,2 Hz | 0,05-250 Hz | n.d | 250-16KHz | n.d | 0,5 - 40 Hz |
| Tempo de registro | 5 minutos | 10 min | 2 min | 0,5 min | n.d | n.d | 1 min | n.d | n.d | 0,3 min |
| Resolução | n.d | n.d | 10 bit | 28 bit | 12 bit | n.d | n.d | 24 bit | n.d | 12 bit |
| Autonomia de uso | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | 67392 min | n.d | n.d |
| Dimensões (A X L X P) | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d |
| Peso | n.d | 42 g | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d |
| Posição de registro | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d |
| População clínica | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | idosos | n.d | teste : 21 - 52 anos | n.d |
| Interface gráfica | 1 | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | tela | n.d | tela | n.d |
| Conectividade | 2 | 2 | 2 | 2 | n.d | 2 e 3 | 2 | n.d | 2 | 1 |
| Padrões de conexão | bluetooth | Wi-fi | bluetooth | n.d | n.d | Bluetooth IEEE 802.15.1 | Bluetooth | Bluetooth | Bluetooth | bluetooth |
| Custo | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d | 353 euros | n.d | n.d | n.d |
| Observações | n.d | n.d | prós: Vestível, confere conforto | n.d | n.d | n.d | pró:barato e personalizável | n.d | n.d | pró:algoritmo de baixo custo computacional para segmentação de ECG. contra:Erro de 3% em detectar ponto Q. |

| Ref ID | DOI: 10.3390/s20041089 | DOI: 10.3390/s20164500 | DOI: 10.1155/2020/6329360 | DOI: 10.3390/s19122780 | STD (22*) |
|---|---|------------------------|---------------------------|---|--|
| Uma abordagem para transmissão de sinal cardíaco através de bluetooth e servidor em nuvem | u-Uvital | protótipo | protótipo | protótipo | n.d |
| Sistema de ECG | n.d | 4 | 3 | 3 | mínimo 3 |
| Quantidade de canais | n.d | 2 | n.d | 3 | recomendado 12 |
| Quantidade de derivações | n.d | têxtil | têxtil | capacitivo | Não pode conter irritante citotóxico ou sensibilizador |
| Tipo de sensor de registro | Ag-AgCl | n.d | Não | Não | Sim |
| Ajuste de ganho | n.d | n.d | 20 V/V | 60dB | 20 mm/mV |
| Ganho total #1 | n.d | n.d | n.d | n.d | 10 mm/mv |
| Ganho total #2 | n.d | n.d | n.d | n.d | 5 mm/mV |
| Ganho total #3 | n.d | n.d | n.d | n.d | 0,05-250Hz |
| Banda de aquisição | 250 Hz | n.d | 0,04-150 Hz | 0,48-41 Hz | n.d |
| Tempo de registro | n.d | 480 min | 5 min | 1440 min | n.d |
| Resolução | 10 bits | n.d | n.d | 10 bit | mín 12 bits |
| Autonomia de uso | n.d | n.d | n.d | 4500 min | n.d |
| Dimensões (A X L X P) | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d |
| Peso | n.d | n.d | n.d | n.d | n.d |
| Posição de registro | n.d | em pé ou supinada | n.d | n.d | decúbito dorsal horizontal |
| População clínica | n.d | n.d | n.d | tela | n.d |
| Interface gráfica | tela | tela | n.d | n.d | n.d |
| Conectividade | n.d | n.d | n.d | 3 | n.d |
| Padrões de conexão | bluetooth | n.d | bluetooth | Bluetooth low energy (BLE) technology | Capacidade de taxa de dados do módulo de comunicação > Taxa de dados máxima esperada |
| Custo | n.d | 100 euros | n.d | n.d | n.d |
| Observações | pró: baixo custo (usou nuvem Parse, gratuita) | n.d | n.d | pró: IA treinada detecta infarto no carro | n.d |