



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

BRENO CORDEIRO BISPO

MONITORAMENTO DE SINAIS VITAIS VIA NFC

Recife

2021

BRENO CORDEIRO BISPO

MONITORAMENTO DE SINAIS VITAIS VIA NFC

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Eletrônica.

Orientador: Prof. Dr. Renato Evangelista de Araújo.

Coorientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues.

Recife

2021

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

B622m Bispo, Breno Cordeiro.
Monitoramento de sinais vitais via NFC / Breno Cordeiro Bispo. - 2021.
154 folhas, il., gráfs., tabs.

Orientador: Prof. Dr. Renato Evangelista de Araújo.
Coorientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG.
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, 2021.
Inclui Referências, Apêndices e Anexo.

1. Engenharia Elétrica. 2. Protótipo vestível. 3. NFC. 4. Frequência cardíaca. 5. SpO2. 6. Temperatura. 7. Pressão arterial. I. Araújo, Renato Evangelista de (Orientador). II. Rodrigues, Marco Aurélio Benedetti. (Coorientador). III. Título.

UFPE

621.3 CDD (22. ed.)

BCTG/2022-149

BRENO CORDEIRO BISPO

MONITORAMENTO DE SINAIS VITAIS VIA NFC

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica. Área de concentração: Eletrônica

Aprovada em: 15/12/2021.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues (Examinador interno)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. Pedro Bertemes Filho (Examinador externo)
Universidade do Estado de Santa Catarina

Prof. Dr. Miguel Fernando Paiva Velhote Correia (Examinador externo)
Universidade do Porto

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por ter me dado discernimento, saúde mental e física para a condução deste trabalho.

À minha família e principalmente aos meus pais por terem me proporcionado condições ótimas de educação, motivação a sempre seguir em frente e nunca deixar de estudar e principalmente ter me ensinado a ser uma pessoa honesta e cada vez mais humilde. A Elizandra, pela paciência, companheirismo e apoio nos momentos de perrengue.

Sou imensamente grato pela confiança e orientação do Prof. Dr. Renato Evangelista de Araújo e coorientação do Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues. As oportunidades que ambos me disponibilizaram foram essenciais para a realização desta pesquisa científica e aporte físico disponibilizado pelo Laboratório de Interface Homem-Máquina.

Agradeço aos professores pertencentes ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Dr. Valdemar Cardoso da Rocha Júnior, Dr. Cecílio José Lins Pimentel, Dr. Renato José de Sobral Cintra e Dr. Juliano Bandeira Lima, que agregaram significativamente ao meu senso crítico científico em diversas áreas do conhecimento da Engenharia Elétrica ao longo das disciplinas cursadas nesta jornada.

RESUMO

O monitoramento dos sinais vitais é uma das estratégias mais recomendadas pelos profissionais da saúde para o controle, triagem e auxílio no prognóstico de doenças crônicas ou infectocontagiosas. Diante deste contexto, este trabalho compreende no desenvolvimento de dois protótipos vestíveis (intitulados de protótipo passivo e protótipo semi-passivo) de baixo consumo, habilitados com a tecnologia NFC (*Near Field Communication*), em formato de braceletes, capazes de mensurar simultaneamente a frequência cardíaca, temperatura periférica, saturação sanguínea de oxigênio (SpO₂), pressão arterial sistólica (SBP) e diastólica (DBP) de forma não-invasiva, automática e baixo-custo. Através de um sistema analógico para aquisição do eletrocardiograma pelo membro superior esquerdo, os dispositivos são capazes de mensurar a pressão arterial sem a necessidade de um manguito, por meio da frequência cardíaca e o parâmetro PAT (*Pulse Arrival Time*). Foi desenvolvido também uma interface dinâmica de comunicação NFC, com transferência simultânea, sem fio, de dados e energia entre o protótipo passivo e um *smartphone*. Além disso, uma interface gráfica e um *data log* foram desenvolvidos para o monitoramento simultâneo dos quatro sinais vitais através de um *smartphone* e o protótipo semi-passivo. Foram realizadas coletas com voluntários (sob aprovação do comitê de ética para estudos com seres humanos) para validação dos sinais vitais (em conformidade com padrões de confiabilidade adotados no meio clínico e científico) adquiridos pelos protótipos através de equipamentos comerciais calibrados e homologados. Além disso, a usabilidade do sistema proposto foi avaliada pelos voluntários. A acurácia e precisão dos sinais vitais mensurados pelos protótipos se encontram majoritariamente dentro dos padrões clínicos de confiabilidade. Foi obtido erro médio nulo para a frequência cardíaca, 0,2 % para SpO₂, 0,1 °C para temperatura, 0,3 mmHg para SBP, 0,7 mmHg para DBP e desvio padrão dos erros da frequência cardíaca de 1,2 BPM, 0,6 % para SpO₂, 0,2 °C para temperatura, 5,1 mmHg para SBP e 4,2 mmHg para DBP. Dentre as avaliações dos voluntários a respeito do sistema proposto, mais de 90% dos voluntários entrevistados julgaram de forma muito satisfatória a proposta e potencial contribuição deste trabalho à prática da Telemedicina.

Palavras-chave: protótipo vestível; NFC; frequência cardíaca; SpO₂; temperatura; pressão arterial.

ABSTRACT

Monitoring vital signs is one of the most recommended strategies by health professionals for controlling, screening, and assisting in the prognosis of chronic or infectious diseases. Given this context, this work comprises the development of two wearable prototypes (a passive prototype and a semi-passive prototype) of low consumption, enabled with NFC (Near Field Communication) technology, in a bracelet format, capable of simultaneously measuring heart rate, peripheral temperature, blood oxygen saturation (SpO₂), systolic (SBP) and diastolic (DBP) blood pressure in a non-invasive, automatic and low-cost way. Through an analog system for acquiring the electrocardiogram by the left upper limb, the devices can measure blood pressure without the need for a cuff, through the heart rate and the PAT (Pulse Arrival Time) parameter. A dynamic NFC communication interface was also developed, with a simultaneous wireless transfer of data, and energy between the passive prototype and a smartphone. Furthermore, a graphical interface and a data log were developed for the simultaneous monitoring of the four vital signs through a smartphone and the semi-passive prototype. Data collections were performed with volunteers (under the approval of the ethics committee for studies with human beings) for validation of the vital signs (following reliability standards adopted in the clinical and scientific environment) acquired by the prototypes through calibrated and approved commercial equipment. Furthermore, the usability of the proposed system was evaluated by the volunteers. The accuracy and precision of vital signs measured by prototypes are mostly within clinical standards of reliability. Null mean error was obtained for heart rate, 0.2% for SpO₂, 0.1 °C for temperature, 0.3 mmHg for SBP, 0.7 mmHg for DBP and standard deviation of heart rate errors of 1.2 BPM, 0.6% for SpO₂, 0.2°C for temperature, 5.1 mmHg for SBP and 4.2 mmHg for DBP. Among the evaluations made by the volunteers, regarding the proposed system, more than 90% of the interviewed ones judged the proposal and potential contribution of this work to the practice of Telemedicine as very satisfactory.

Keywords: wearable prototype; NFC; heart rate; SpO₂; temperature; blood pressure.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Absortividade molar da HbO_2 e Hb em função do comprimento de onda da fonte luminosa.....	26
Figura 2 - Disposição dos LEDs e fotodetector na extremidade do dedo. Os feixes de luz percorrem os diversos tecidos do dedo até serem detectados pelo fotodetector	27
Figura 3 - Ilustração dos feixes luminosos atravessando os vasos sanguíneos e tecidos, onde há variações do volume sanguíneo que modulam os sinais de PPG adquiridos pelo fotodetector.....	27
Figura 4 - Representação das componentes AC e DC dos sinais de PPG. A componente DC é proveniente do somatório de todas as absorções de tecidos, osso, sangue venoso, capilares e artérias não-pulsáteis, enquanto que a componente AC é proveniente da absorção do sangue arterial pulsátil.....	28
Figura 5 - Comportamento dos sinais de luz detectado pelo fotodetector em função da variação do SaO_2	29
Figura 6 - Curvas R que representam o modelo teórico e empírico para o cálculo do SpO_2 em função do parâmetro R	29
Figura 7 - Configuração dos dispositivos optoeletrônicos na captura dos sinais de PPG por reflexão. Os feixes luminosos, representado em linhas pontilhadas, são emitidos pela fonte de luz, percorrem tecidos e vasos até serem refletidos e detectados pelos fotosensores.....	30
Figura 8 - Morfologia de um sinal de ECG no domínio do tempo e suas principais componentes	33
Figura 9 – (a) Posicionamentos dos eletrodos ao longo da superfície do corpo utilizado pelos meios convencionais e clínicos para captura do ECG. <i>RL – Right Leg, LL – Left Leg, RA – Right Arm, LA – Left Arm</i> ; (b) Posicionamentos dos eletrodos no tórax para a captura das demais derivações do ECG.....	33
Figura 10 - Topologia de um circuito genérico para aquisição de ECG através de um sistema microcontrolado alimentado por bateria.....	34
Figura 11 - Espectro de frequência de atuação do ECG e a das principais ondas que o compõe, assim como as faixas de frequência que compõe os artefatos e ruídos	35
Figura 12 - (a) Contração ventricular: A contração dos ventrículos empurra o sangue para as artérias elásticas, causando sua expansão; (b) Relaxamento ventricular: A retração elástica das artérias mantém a pressão direcionadora durante a diástole ventricular	36
Figura 13 - Ondas de pressão geradas pela contrações ventriculares que percorrem os vasos sanguíneos.....	37

Figura 14 - Configuração do equipamento para aferição intra-arterial da pressão arterial através da cateterização arterial	38
Figura 15 - Posicionamento do esfimomanômetro e o estetoscópio para a aferição indireta e manual da pressão arterial pelo profissional da saúde, através da detecção dos sons de Korotkoff	39
Figura 16 - Exemplar de um equipamento comercial baseado na técnica de oscilometria para aferição da pressão arterial sistólica (SBP) e diastólica (DBP)	39
Figura 17 - Comportamento qualitativo entre o PAT e pressão arterial (PA). Quanto menor o PAT maior é a pressão arterial.....	42
Figura 18 - Estilos de interação entre dispositivos e seus modos de operação.....	44
Figura 19 - Gráfico referente a distribuição da origem dos estudos na busca inicial nas bases.....	50
Figura 20 - Gráfico referente a distribuição dos artigos após remoção de duplicatas e leitura de título e resumo.....	51
Figura 21 - Gráfico referente a distribuição dos artigos após aplicação dos critérios de qualidade.....	53
Figura 22 – Etapas da RSL	54
Figura 23 - Distribuição da quantidade de artigos ao longo dos anos.....	55
Figura 24 - Distribuição da quantidade de artigos conforme a autonomia de funcionamento do dispositivo relatado nos <i>papers</i>	55
Figura 25 – Distribuição da quantidade de vezes que os sinais vitais são adquiridos pelos 14 <i>papers</i>	56
Figura 26 - Diagrama de blocos da topologia implementada pelo sistema de monitoramento de sinais vitais via NFC	62
Figura 27 - Disposição do protótipo no corpo do usuário e topologia do sistema proposto para o monitoramento de sinais vitais via NFC.....	63
Figura 28 - Diagrama de blocos do ATMEGA328P.....	64
Figura 29 - MCP montado em protoboard durante testes de comunicação com outros módulos periféricos	64
Figura 30 - Design 3D da PCI do MCP desenvolvido no software KiCad. (a) Primeiro <i>layer</i> da PCI; (b) Segundo <i>layer</i> da PCI	65
Figura 31 - PCI do MCP fabricada e montada. (a) Primeiro <i>layer</i> da PCI; (b) Segundo <i>layer</i> da PCI	65
Figura 32 - Diagrama de blocos do sistema que constitui o MAX30100	66
Figura 33 - Módulo sensor MAX30100	67

Figura 34 - (a) Dedal adaptado para suporte e proteção do módulo sensor MAX30100. (b) Parte interior do dedal onde o sensor foi posicionado (c) Ilustração de como o MSO é posicionado no dedo de um voluntário	67
Figura 35 - Módulo sensor AHT10	68
Figura 36 - Diagrama de blocos do INA122 e sua fórmula do ganho de amplificação	70
Figura 37 - Diagrama de pinagem do MCP6004 assim como a disposição de seus 4 amplificadores operacionais de uso geral integrados num mesmo encapsulamento	70
Figura 38 - Topologia do circuito do MSECG para aquisição do ECG através de 3 eletrodos distribuído ao longo do braço esquerdo do usuário	71
Figura 39 - Diagrama de Bode da resposta em frequência dos filtros passa-alta passivo	73
Figura 40 - Diagrama de Bode da magnitude da resposta em frequência do filtro passa-baixa de 3° ordem referente ao 1° Estágio de Amplificação	74
Figura 41 - Diagrama de Bode da magnitude da resposta em frequência do ganho do filtro de 3° ordem referente ao 2° Estágio de Amplificação.....	74
Figura 42 - Diagrama de Bode da resposta em frequência do ganho do filtro T-Twin Notch	75
Figura 43 - Diagrama de Bode da resposta em frequência do filtro passa-baixa <i>anti-aliasing</i>	75
Figura 44 – Diagrama de Bode da resposta em frequência resultante após a amplificação do INA122	76
Figura 45 - MSECG desenvolvido em <i>protoboard</i>	77
Figura 46 - Design 3D da PCI do MSECG desenvolvida em KiCad. (a) Primeiro <i>layer</i> da PCI; (b) Segundo <i>layer</i> da PCI	77
Figura 47 - MSECG montado. (a) Primeiro <i>layer</i> do MSECG; (b) Segundo <i>layer</i> do MSECG	77
Figura 48 - (a) ECG digitalizado através de um osciloscópio, cuja amplitude por divisão é de 500mV (b) Periodograma do sinal exibido em (a), construído através do software MATLAB	78
Figura 49 - Diagrama de bloco do sistema de comunicação e transferência de energia realizado pelo NT3H2211 durante sua utilização.....	80
Figura 50 - Diagrama de blocos das partes constituintes do chip NT3H2211	80
Figura 51 - Esquemático elétrico do MNFC.....	81
Figura 52 - Design 3D da PCI do MNFC desenvolvida em KiCad. (a) Primeiro <i>layer</i> da PCI; (b) Segundo <i>layer</i> da PCI	82
Figura 53 - PCI do MNFC montada. (a) Primeiro <i>layer</i> da PCI; (b) Segundo <i>layer</i> da PCI	82
Figura 54 - Circuito RLC para o cálculo real da indutância L da antena bobina quadrada	83

Figura 55 - Resposta em frequência do circuito RLC entre 2 a 6 MHz cuja configuração é ilustrada na Figura 54. A curva em azul representa a amplitude da resposta em frequência e a curva em cor vermelha representa a fase da resposta em frequência	83
Figura 56 - Bateria recarregável Li-Íon	84
Figura 57 - Módulo carregador de uma célula Li-Íon.....	85
Figura 58 - (a) Peça superior do <i>case</i> (b) Peça inferior do <i>case</i> (c) Botões de proteção para os 3 eletrodos	86
Figura 59 - Objetos impressos com filamento PLA de cor branca. (a) Peça superior do protótipo (b) Peça inferior do protótipo (c) Botões de proteção para os 3 eletrodos	86
Figura 60 - Protótipo preliminar constituído dos módulos MCP, MSO e MNFC	87
Figura 61 - Primeiros testes e posicionamento dos eletrodos do MSECG. Dois eletrodos (em cores preto e verde) posicionados no pulso esquerdo e um terceiro eletrodo (em cor amarela) em contato com as extremidades da mão direita.....	88
Figura 62 - Modo de uso apresentado em campanha de marketing do Apple Watch, onde 2 eletrodos entram em contato com pulso esquerdo e um terceiro eletrodo entra em contato com o dedo indicador da mão direita.....	88
Figura 63 - Registro do ECG e os impactos dos sinais para posicionamentos não convencionais adotado pelo fabricante do smartwatch. AW-I: smartwatch posicionado no pulso esquerdo; AW-II: smartwatch no tornozelo esquerdo; AW-LAT: smartwatch no peitoral lateral esquerdo.....	88
Figura 64 - Desenvolvimento e montagem das novas versões dos protótipos. (a) Posicionamento do protótipo no pulso esquerdo e do MSO no dedo indicador; (b) Distribuição dos eletrodos ao longo do braço esquerdo para aquisição do ECG pelo MSECG; (c) Posicionamento dos MNFC, MCP e MCEG na parte interna do protótipo e fixação do MST na tampa em conjunto com o MA; (d) Montagem final dos protótipos passivo e semi-passivo.....	89
Figura 65 – Design dos protótipos montados. (a) Vista superior de um exemplar do protótipo montado, onde se encontra os três eletrodos, LEDs, MSO e o MNFC; (b) Vista inferior de um exemplar do protótipo montado, onde se encontra o MST no centro da tampa do protótipo	90
Figura 66 - (a) Conector micro-USB para carregamento do protótipo semi-passivo; (b) Protótipo carregando; (c) Protótipo carregado.....	90
Figura 67 - Fluxograma das principais rotinas dos protótipos.....	92
Figura 68 - Rotinas de interrupção executadas pelo protótipo semi-passivo. (a) Rotina para entrar no modo de economia de energia “Sleep” (b) Rotina para sair do “Sleep”	93
Figura 69 - Magnitude e fase (em Graus) da resposta em frequência do filtro IIR passa-alta “DC Blocker”, plotados através do software MATLAB	94

Figura 70 - Resposta em frequência da magnitude (curva em cor azul) e fase em Graus (curva em cor laranja) do filtro passa-baixa Butterworth 2º ordem	95
Figura 71 - (a) Dados brutos de PPG coletados pelo MSO, cuja cor azul representa o PPG IR e cor vermelha representa o PPG Red; (b) Dados de PPG após o filtro passa-alta “DC Blocker”; (c) Dados de PPG após o filtro passa-baixa Butterworth	95
Figura 72 - Fluxograma das rotinas executadas pelo MCP para captura e tratamento dos sinais digitais para aquisição do BPM, SpO2 e temperatura periférica.....	97
Figura 73 - Curva R dos dados coletados pelo autor nos testes	98
Figura 74 – Diagrama da máquina de estados detectora de picos	99
Figura 75 - Ilustração do funcionamento da máquina de estados implementada para detecção de picos	100
Figura 76 – Digitalização do ECG pelo MCP plotados no monitor do computador e detecção dos picos da onda R através da máquina de estados	101
Figura 77 - Fluxograma das rotinas de detecção dos picos dos sinais de ECG e PPG para a obtenção do PAT e em seguida o SBP e DBP	103
Figura 78 - Ilustração do atraso PAT entre o pico do PPG (indicado pelo sinal de cor azul) e o pico da onda R do ECG (indicado pelo sinal de cor vermelha)	104
Figura 79 - Ilustração do atraso provocado pelo filtro passa-baixa em relação ao sinal de PPG antes do filtro (cor azul) comparado com o sinal de PPG depois do filtro (cor vermelha).....	104
Figura 80 - Ilustração dos sinais de ECG antes (em cor vermelha) e depois (em cor azul) do filtro “DC Blocker”	105
Figura 81 - Ilustração do sinal de PPG antes (em cor vermelha) e depois (em cor azul) do filtro “DC Blocker”	105
Figura 82 - Interface do aplicativo desenvolvido para a comunicação NFC entre o <i>smartphone</i> e o protótipo passivo. (a) Tela de espera do aplicativo (b) Tela principal do aplicativo onde os sinais vitais são exibidos.....	107
Figura 83 - (a) Tela inicial do aplicativo “NFC HealthCare”; (b) Aba de login para o modo online ao clicar no botão “Sign In”, para acessar o menu de cadastro é necessário clicar no botão “Sign Up” e para iniciar o modo offline é necessário clicar o botão “Modo Offline”; (c) Aba de cadastro do usuário cujos campos de cadastro são e-mail, senha, CPF e Nome	108
Figura 84 - (a) Tela principal de exibição dos sinais vitais, botão de salvar e configuração de apresentação dos dados armazenados e calibração; (b) Interface gráfica de exibição dos dados coletados pelo <i>smartphone</i> distribuídos em cores; (c) <i>Data log</i> dos sinais vitais; (d) Tela de calibração.....	110

Figura 85 - Estrutura do BD implementado no Firebase para armazenamento online dos sinais vitais dos usuários cadastrados	112
Figura 86 - Equipamentos comerciais utilizados como referência. A esquerda da figura é ilustrado o oxímetro de pulso MD300C23, logo abaixo do oxímetro se encontra o termômetro HC070 e o termômetro infravermelho FR1DZ1. A direita da figura se encontra o monitor de pressão sanguínea HEM-7122.....	114
Figura 87 – (a) Modelo de disposição dos equipamentos de referência de saturação de oxigênio, pressão arterial e o protótipo; (b) Disposição do termômetro para a medição da temperatura periférica sob o pulso do usuário; (c) Disposição do termômetro para medição da temperatura corpórea axilar	116
Figura 88 - (a) Pareamento entre o protótipo passivo e <i>smartphone</i> ; (b) Tela do <i>app</i> “NFC Vital Signs”, onde são ilustrados o BPM, SpO2, temperatura periférica, pressão arterial, PAT e a data/hora do evento em que o <i>smartphone</i> recebeu os dados	118
Figura 89 – Gráficos Bland-Altman de (a) BPM; (b) SpO2; (c) SBP; (d) DBP; (e) temperatura periférica; (f) temperatura corpórea entre medidas do equipamento de referência e protótipo passivo	121
Figura 90 - (a) Leitura dos sinais vitais advindos do protótipo semi-passivo através do aplicativo “NFC HealthCare”; (b) tela do <i>smartphone</i> após a leitura dos sinais vitais; (c) interface gráfica de visualização do <i>data log</i> das leituras; (d) interface gráfica interativa para melhor visualização dos sinais vitais que se deseja observar com mais detalhes	125
Figura 91 - (a) Ilustração de como os vetores amostra estão dispostos no campo “data”; (b) ilustração dos usuários cadastrados no BD do Firebase e os campos existentes para cada usuário cadastrado.....	126
Figura 92 - Gráficos Bland-Altman de (a) BPM; (b) SpO2; (c) SBP; (d) DBP; (e) temperatura periférica; (f) temperatura corpórea entre medidas do equipamento de referência e protótipo semi-passivo	128
Figura 93 - Níveis de avaliação dos 13 voluntários a respeito do sistema proposto	131

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Protocolo de Pesquisa da Revisão Sistemática	45
Tabela 2 - Critérios de inclusão e exclusão	48
Tabela 3 - Total de artigos encontrados por base	49
Tabela 4 - Quantidade de artigos selecionados por base após a leitura de Título e Resumo	50
Tabela 5 - Quantidade de artigos selecionados por base após a leitura da introdução, conclusão e resultados	51
Tabela 6 - Quantidade de artigos selecionados por base após a leitura completa dos artigos.....	52
Tabela 7 - Critérios de avaliação de qualidade.....	52
Tabela 8 - Quantidade de artigos selecionados por base após a avaliação dos critérios de qualidade..	53
Tabela 9 - Relação dos <i>papers</i> apresentados na RSL atribuídos aos sinais vitais explorados e modalidades de sensores	59
Tabela 10 - Características dos protótipos passivo e semi-passivo.....	62
Tabela 11 - Ilustração da estrutura dos vetores amostra salvos no BD do Firebase em nuvem e alguns exemplos	112
Tabela 12 - Valores mínimos e máximos das amostras de BPM, SpO2, SBP, DBP e temperatura retiradas pelos equipamentos de referência e pelo protótipo passivo	118
Tabela 13 - EAM de 10 coletas de BPM e SpO2, 5 coletas de SBP, DBP e temperatura realizado em 13 voluntários ao utilizar o protótipo passivo	119
Tabela 14 – Valores do erro médio e , desvio padrão do erro SD e os limiares de confiança superior LC_{LS} e inferior LC_{LI} do BPM, SpO2, SBP, DBP e temperatura das amostras dos 13 voluntários	122
Tabela 15 - Valores mínimos e máximos das amostras de BPM, SpO2, SBP, DBP, temperatura periférica e corpórea axilar retiradas dos 13 voluntários pelos equipamentos de referência e pelo protótipo semi-passivo.....	127
Tabela 16 – EAM de 10 coletas de BPM e SpO2, 5 coletas de temperatura, SBP e DBP realizado em 13 voluntários ao utilizar o protótipo semi-passivo	127
Tabela 17 – Valores do erro médio e , desvio padrão do erro SD e os limiares de confiança superior LC_{LS} e inferior LC_{LI} do BPM, SpO2, SBP, DBP e temperatura das amostras dos 13 voluntários.....	129
Tabela 18 - Custo de materiais do projeto.....	132

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AC	Alternating Current
ASK	Amplitude-Shift Keying
BD	Banco de Dados
BPM	Batimentos por Minuto
DBP	Diastolic Blood Pressure
DC	Direct Current
EAS	Estabelecimento de Assistência à Saúde
ECG	Eletrocardiograma
EMG	Eletromiografia
GPIO	General Purpose Input/Output
I2C	Inter-Integrated Circuit
IIR	Infinite Impulse Response
IoMT	Internet of Medical Things
IoT	Internet of Things
IR	Infrared
LED	Light Diode Emitter
Li-Íon	Lítio-Ion
MA	Módulo de Alimentação
MCP	Módulo Central de Processamento
MNFC	Módulo Near Field Communication
MSECG	Módulo Sensor de Eletrocardiograma
MSO	Módulo Sensor Óptico
MST	Módulo Sensor Térmico
NDEF	Near Field Communication Data Exchange Format
NFC	Near Field Communication
NIRS	Near Infrared Spectroscopy
PAT	Pulse Arrival Time
PCI	Placa de Circuito Impresso
PEP	Pre-Ejection Period
PTT	Pulse Transit Time
PPG	Photoplethysmograph

PWM	Pulse Width Modulation
Q1	Questão 1 do Apêndice B
Q2	Questão 2 do Apêndice B
Q3	Questão 3 do Apêndice B
Q4	Questão 4 do Apêndice B
Q5	Questão 5 do Apêndice B
SBP	Systolic Blood Pressure
SD	Standard Deviation
SMD	Surface Mounted Device
SPI	Serial Peripheral Interface
UART	Universal Asynchronous Receiver/Transmitter
USB	Universal Serial Bus
UTI	Unidade de Terapia Intensiva

LISTA DE SÍMBOLOS

μ	micro
A	ampere
B	byte
C	capacitor
dB	decibel
H	henry
Hz	hertz
k	quilo
kB	quilo-byte
kbps	quilo-bit por segundo
L	indutor
MHz	mega-hertz
m	metros
mm	milímetros
mmHg	milímetros de mercúrio
mAh	mili-ampere-hora
pF	pico-Faraday
R	resistor
s	segundos
T	tesla
uH	micro-Henry
V	volt
W	watts
λ	comprimento de onda
ρ	coeficiente de correlação de Pearson

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
1.1	OBJETIVOS DO TRABALHO	22
1.1.1	Objetivos específicos	23
1.2	ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO	23
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	25
2.1	TRANSPORTE E SATURAÇÃO SANGUÍNEA DE OXIGÊNIO	25
2.2	OXIMETRIA DE PULSO.....	25
2.2.1	Tecnologia dos sensores de oximetria de pulso	30
2.2.2	Fontes de erro na medição da oximetria de pulso	31
2.3	TEMPERATURA CORPORAL	31
2.4	ELETROCARDIOGRAMA	32
2.4.1	Instrumentação eletrônica para aquisição do ECG	33
2.4.2	Análise do sinal de ECG	34
2.5	PRESSÃO ARTERIAL.....	35
2.5.1	Métodos convencionais de aferição da pressão arterial	37
2.5.2	Métodos não-convencionais de aferição da pressão arterial	40
2.6	NEAR FIELD COMMUNICATION	42
2.6.1	Modos de operação	43
2.6.2	Aplicações da tecnologia NFC	44
3	REVISÃO SISTEMÁTICA DA LITERATURA	45
3.1	PROTOCOLO	45
3.2	FONTES E ESTRATÉGIAS DE BUSCA	46
3.2.1	Bases de Dados	46
3.2.2	Termos de Busca	46
3.2.3	String genérica de busca	47
3.2.4	Critérios de inclusão e exclusão	48
3.2.5	String de busca para as bases IEEE, PubMed e ACM	48
3.2.6	String de busca para as bases Springer, PMC e Scopus	49
3.3	RESULTADOS DAS BUSCAS INICIAIS	49
3.4	REMOÇÃO DE DUPLICATAS E LEITURA DE TÍTULO/RESUMO.....	50
3.5	SELEÇÃO POR INTRODUÇÃO, CONCLUSÃO E RESULTADOS	51
3.6	LEITURA COMPLETA E APLICAÇÃO DOS CRITÉRIOS DE QUALIDADE ...	51

3.7	EXTRAÇÃO DOS DADOS	54
3.8	DISCUSSÃO.....	56
3.9	PROPOSTA DE SOLUÇÃO	59
4	METODOLOGIA	61
4.1	HARDWARE.....	61
4.1.1	Módulo Central de Processamento (MCP).....	63
4.1.2	Módulo Sensor Ótico (MSO)	65
4.1.3	Módulo Sensor Térmico (MST).....	68
4.1.4	Módulo Sensor de ECG (MSECG).....	68
4.1.5	Módulo NFC (MNFC)	79
4.1.6	Módulo de Alimentação (MA)	84
4.1.7	Confecções dos <i>cases</i>	85
4.1.8	Evolução e montagem dos protótipos.....	86
4.2	FIRMWARE E ALGORITMOS.....	91
4.2.1	Interface entre MCP, MSO e MST	93
4.2.1.1	Cálculo do SpO2	97
4.2.1.2	Detector de picos e estimação da frequência cardíaca	98
4.2.2	Interface entre MCP e MSECG	100
4.2.3	Estimação da pressão arterial	101
4.2.4	Interface entre MCP e MNFC.....	105
4.3	SOFTWARE	106
4.3.1	Aplicativo NFC Vital Signs.....	106
4.3.2	Aplicativo NFC HealthCare	107
4.4	COLETA DE DADOS	112
4.4.1	Recrutamento.....	112
4.4.1.1	Critério para tamanho da amostra	112
4.4.1.2	Critério de inclusão	113
4.4.1.3	Critério de exclusão.....	113
4.4.2	Protocolo de coleta dos dados.....	113
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	117
5.1	PROTÓTIPO PASSIVO	117
5.2	PROTÓTIPO SEMI-PASSIVO	124
5.3	ENTREVISTAS PÓS-TESTE	130
5.4	CUSTO DE MATERIAIS DOS PROTÓTIPOS.....	132

6	CONCLUSÃO	134
6.1	TRABALHOS FUTUROS.....	135
	REFERÊNCIAS	137
	APÊNDICE A – QUESTIONÁRIO DE AVALIAÇÃO PRÉ-TESTE	147
	APÊNDICE B - QUESTIONÁRIO PÓS-TESTE DE AVALIAÇÃO DE	
	USABILIDADE	148
	ANEXO A - PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM	
	PESQUISA	150

1 INTRODUÇÃO

No cenário de crise sanitária internacional, provocado pela COVID-19, o monitoramento remoto dos sinais vitais em estabelecimentos de assistência à saúde (EAS), ou até mesmo domiciliar, é de suma importância no acompanhamento da evolução da doença em pacientes infectados ou sob suspeita (MOORE *et al.*, 2020). Estudos recentes descrevem de forma detalhada como o COVID-19 agrava o quadro clínico de pacientes infectados, causando disfunções no endotélio, sistema microvascular e conseqüentemente trazendo severas complicações para a saúde do indivíduo (SABIONI *et al.*, 2021; KASAL *et al.*, 2020; MARTINI, 2020). Os sinais vitais, quando monitorados continuamente, podem ser úteis para triagem de pacientes com quadros clínicos mais graves ou detecção precoce dos possíveis sintomas preliminares causados pelo vírus SARS-CoV-2, otimizando o tempo das decisões clínicas a serem tomadas pelos profissionais da saúde e conseqüentemente contribuindo para o controle da doença. Desta forma, a necessidade de eficazes aparatos tecnológicos no controle e combate ao COVID-19 se tornou um caráter emergencial, principalmente durante as práticas da Telemedicina ou Telesaúde. Um estudo da arte realizado de forma sistematizada por (MONAGHESH; HAJIZADEH, 2020), ilustra como os serviços da prática à Telemedicina podem auxiliar na prevenção, diagnóstico, tratamento e controle da propagação do coronavírus.

No contexto nacional, após o primeiro caso da COVID-19 no Brasil, o Sistema Único de Saúde (SUS) enfrenta uma emergência sem precedentes na história da saúde pública nacional. Desde o início de fevereiro de 2020, o Ministério da Saúde declarou Emergência em Saúde Pública de Importância Nacional (ESPIN) após o posicionamento da Organização Mundial da Saúde (OMS) em declarar que o surto do novo vírus constituía uma Emergência de Saúde Pública de Importância Internacional (ESPII). A elevada transmissibilidade da doença, o elevado número de indivíduos infectados, a falta de leitos em unidades de terapia intensiva (UTIs) dos hospitais da rede pública e privada e a elevada taxa de letalidade da doença geraram sobrecarga e estrangulamento do SUS (CAETANO *et al.*, 2020).

A prática da Telemedicina se tornou um recurso fundamental e emergencial para redução da circulação de indivíduos em EAS, diminuindo o risco de contaminação de pessoas e propagação da doença, reduzindo o tempo de atendimento, minimizando os custos de deslocamento de pacientes e profissionais da saúde, além de permitir a execução de forma rápida e eficaz a triagem de pacientes assintomáticos, sintomáticos moderados ou graves através do monitoramento de sinais fisiológicos dos indivíduos. Desta forma, aliviando a sobrecarga do sistema de saúde, entre outros (CAETANO *et al.*, 2020).

Além do caráter emergencial provocado pelo cenário de crise sanitária, a necessidade do monitoramento de sinais vitais de pacientes como frequência cardíaca, saturação sanguínea de oxigênio e temperatura são essenciais para pacientes sob anestesia, além de promover o progresso na redução da mortalidade de pacientes em salas de cirurgia, segundo o Comitê de Qualidade e Práticas Seguras de Anestesiologia (HAYNES *et al.*, 2009). O monitoramento de sinais vitais em ambientes esportivos também é de extrema necessidade para a quantificação do estado fisiológico do atleta em treinamento (RAY *et al.*, 2019).

Já no cenário tecnológico, a maioria dos dispositivos médicos possuem alimentação externa, através da rede elétrica convencional de 110V-220V/60Hz ou alimentados à bateria. Embora os dispositivos portáteis de aquisição de sinais vitais tenham vantagens significativas em relação aos não-portáteis, quando se trata de acessibilidade na aquisição dos sinais fisiológicos, o modo de comunicação, a confiabilidade e a segurança desses dados são de extrema importância. Dentre os dispositivos vestíveis de baixo consumo, os dispositivos sem bateria vêm se diversificando e ganhando popularidade devido ao baixo custo e mínimo impacto ambiental. A diversidade de componentes eletrônicos dedicados a captar energia do ambiente, torna as aplicações de baixo consumo cada vez mais sustentáveis. O artigo de revisão publicado por (LAZARO *et al.*, 2018), mostra as principais vantagens da tecnologia NFC (*Near Field Communication*) em comparação com outras tecnologias de comunicação sem fio como Bluetooth, RFID (*Radio-Frequency Identification*), WiFi quanto ao consumo energético, custo, segurança, aplicabilidade, etc. Além disso, o autor lista os principais chips NFC utilizados em pesquisas relacionados à transmissão de dados e captação de energia pelo ambiente. Pesquisas promissoras retratadas por (KANG *et al.*, 2021a; CHANDRASEKAR; DUTTA, 2021), demonstram aplicações tecnológicas do NFC como meio de transmissão de energia e dados sem fio em aplicações biomédicas, capazes de competir com outras tecnologias de transmissão de dados sem fio usualmente utilizada pela sociedade.

O avanço tecnológico da eletrônica de baixo consumo permite a integração de vários sensores e desenvolvimento de novas classes de equipamentos biomédicos vestíveis, que não apenas monitoram um sinal vital do indivíduo, mas diversos parâmetros fisiológicos de forma automática e não-invasiva, como saturação de oxigênio, frequência cardíaca, temperatura, frequência respiratória, pressão arterial, etc. Desta forma, causando o mínimo de desconforto ao usuário em comparação com os equipamentos convencionais.

1.1 OBJETIVOS DO TRABALHO

Diante do que foi apresentado anteriormente, o objetivo geral deste trabalho é desenvolver um sistema de monitoramento simultâneo de quatro sinais vitais do indivíduo

(frequência cardíaca, saturação sanguínea de oxigênio, temperatura e pressão arterial) via NFC de forma não-invasiva, automática e de baixo-custo.

1.1.1 Objetivos específicos

Os objetivos específicos deste trabalho são listados a seguir:

- a) Desenvolver os módulos de aquisição dos sinais biomédicos, processamento e transmissão de dados sem fio via NFC;
- b) Implementar rotinas e cálculos dos parâmetros fisiológicos via *firmware*;
- c) Disponibilizar os sinais vitais para o módulo de transmissão de dados sem fio via NFC;
- d) Modelar objetos 3D para o encapsulamento dos protótipos em formato de bracelete;
- e) Imprimir os objetos 3D utilizando filamento de PLA para proteção mecânica e elétrica entre a parte externa e interna dos protótipos;
- f) Montar um protótipo vestível munido de uma etiqueta NFC passiva;
- g) Montar um protótipo vestível munido de uma etiqueta NFC semi-passiva;
- h) Desenvolver dois aplicativos para *smartphone* capazes de se comunicar com os protótipos desenvolvidos e gerenciar os dados coletados;
- i) Validar os dados adquiridos pelos protótipos;
- j) Avaliar a usabilidade do sistema desenvolvido.

1.2 ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação procederá da seguinte forma:

No segundo capítulo será apresentada a fundamentação teórica dos conceitos e definições por trás dos sinais vitais abordados neste trabalho.

No terceiro capítulo será apresentada a revisão sistemática da literatura (RSL) da temática de estudo dentro do qual este trabalho se encontra.

No quarto capítulo será apresentada a metodologia utilizada para a aquisição dos sinais vitais, desenvolvimento dos protótipos, descrição do *hardware*, *firmware*, *software* implementados no sistema de monitoramento de sinais vitais via NFC, além dos protocolos de validação utilizados para a obtenção dos resultados.

O quinto capítulo apresentará os resultados e discussões a respeito dos protótipos e sistema desenvolvido.

Por fim, o sétimo capítulo apresentará as conclusões, principais contribuições para o meio acadêmico e para o telemonitoramento da saúde no país e no mundo, além de sugestões para trabalhos futuros.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo serão apresentados os principais conceitos teóricos utilizados durante o desenvolvimento desta dissertação. Tais conceitos são essenciais para melhor entendimento das definições dos parâmetros fisiológicos abordados neste trabalho e metodologia empregada pelo sistema desenvolvido.

2.1 TRANSPORTE E SATURAÇÃO SANGUÍNEA DE OXIGÊNIO

As moléculas de oxigênio são transportadas no sangue através de ligações dentro das hemácias ou dissolvidas em plasma. Como o oxigênio é pouco solúvel em água (aproximadamente 1,5%), ele é transportado na forma dissolvida. A maior quantidade de oxigênio (98,5%) transportado no sangue se encontram nas hemácias, desde os pulmões até os tecidos. Dentro das hemácias, moléculas de hemoglobinas (Hb) estão presentes, onde cada molécula de Hb podem ser combinadas com até 4 moléculas de oxigênio (O_2). Quando uma, duas ou três moléculas de O_2 são ligadas à Hb, ela se encontra parcialmente saturada e quando quatro moléculas de O_2 são ligadas a Hb, ela está completamente saturada. A combinação hemoglobina-oxigênio é chamada de oxiemoglobina (HbO_2) e quando o oxigênio é liberado da molécula de Hb, esta é chamada de dexoemoglobina ou hemoglobinas reduzidas (MARIEB; HOEHN, 2013).

Dentre os tipos de hemoglobinas, pode-se listar as funcionais (oxiemoglobinas e dexoemoglobinas) e não-funcionais (metemoglobina MetHb, carboxiemoglobina COHb, sulfemoglobina e a carboxisulfemoglobina). Através da proporção entre as concentrações da oxiemoglobina (C_{HbO_2}) e dexoemoglobina (C_{Hb}), torna-se possível mensurar em percentagem a saturação arterial funcional de oxigênio (SaO_2 funcional), dada por (ANDRADE, 2009):

$$O_2 \text{ funcional} = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}}. \quad (1)$$

2.2 OXIMETRIA DE PULSO

O estudo da variação volumétrica do sangue em alguma parte do corpo através da absorção/transmissão de feixes luminosos monocromáticos, é chamada de Fotopletismografia (*Photoplethysmography*, ou PPG). Tal técnica é aplicada em diversos aspectos do monitoramento cardiovascular, incluindo a saturação sanguínea de oxigênio, frequência cardíaca, pressão arterial, fluxo de sangue microvascular, entre outros (ELGENDI *et al.*, 2019).

A oximetria de pulso é um método não-invasivo e muito empregado no meio clínico. Através da análise dos sinais adquiridos no PPG, o oxímetro de pulso é capaz de estimar a SaO_2 funcional, ou SpO_2 . Usualmente, utilizam-se duas fontes luminosas monocromáticas, cujos

comprimentos de onda são aproximadamente de 660 nm e 940 nm (faixas de frequências do vermelho e infravermelho respectivamente) e um fotodetector (ANDRADE, 2009).

De acordo com lei de Beer-Lambert, a absorção de uma luz monocromática de comprimento de onda λ , $A(\lambda)$, em um meio homogêneo, é proporcional ao comprimento de percurso, l , e concentração do material absorvente, c , dada por (BAURA, 2012):

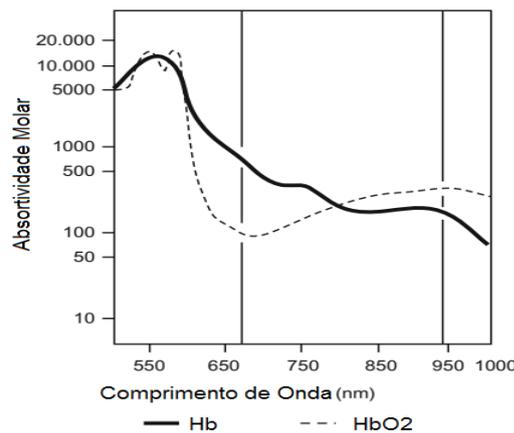
$$A(\lambda) = \varepsilon(\lambda) \cdot c \cdot l = -\ln\left(\frac{I(\lambda)}{I_0(\lambda)}\right), \quad (2)$$

onde $\varepsilon(\lambda)$ é a absorvidade molar. A relação de absorção pode ser calculada equivalentemente pelo logaritmo da razão entre intensidade luminosa transmitida, $I(\lambda)$, e intensidade luminosa incidente no meio, $I_0(\lambda)$. Quando há a incidência de uma luz monocromática em um meio constituído de n materiais distintos, então a absorção total, $A_t(\lambda)$, é calculada através do somatório de cada parte absorvente, dada por (BAURA, 2012):

$$A_t(\lambda) = \sum_i^n \varepsilon_i(\lambda) \cdot c_i \cdot l_i. \quad (3)$$

Desta forma, a estimativa do SpO_2 é efetuada por meio da divergência entre as absorvidades molares da HbO_2 e Hb em função dos comprimentos de onda nas faixas do vermelho e infravermelho (ver Figura 1).

Figura 1 - Absortividade molar da HbO_2 e Hb em função do comprimento de onda da fonte luminosa

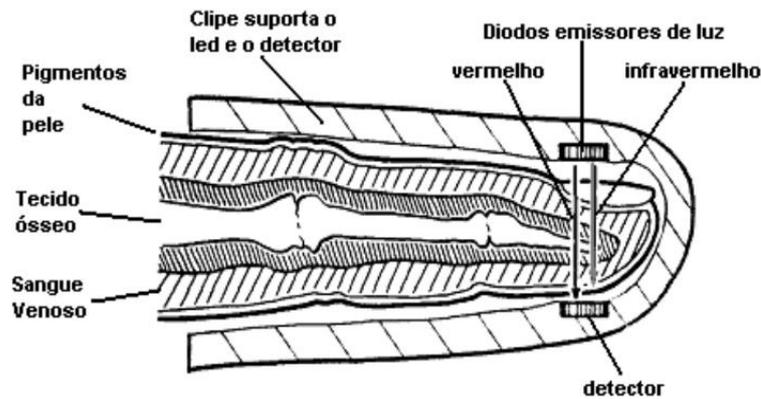


Fonte: Baura (2012).

A disposição dos equipamentos optoeletrônicos para a aquisição dos sinais de PPG em práticas clínicas são localizados usualmente em extremidades do corpo como dedos, testa, lóbulo da orelha e dedo do pé, onde há diversas arteríolas por onde o sangue rico em oxigênio

percorre (ELGENDI *et al.*, 2019). A Figura 2 ilustra a disposição do fotodetector e fotoemissores na extremidade do dedo e a Figura 3 ilustra os feixes luminosos atravessando os vasos e tecidos até chegar ao fotodetector, onde são adquiridos os sinais de PPG e constatado a variação volumétrica do sangue que corre nas artérias ou arteríolas.

Figura 2 - Disposição dos LEDs e fotodetector na extremidade do dedo. Os feixes de luz percorrem os diversos tecidos do dedo até serem detectados pelo fotodetector



Fonte: Andrade (2009).

Figura 3 - Ilustração dos feixes luminosos atravessando os vasos sanguíneos e tecidos, onde há variações do volume sanguíneo que modulam os sinais de PPG adquiridos pelo fotodetector



Fonte: Andrade (2009).

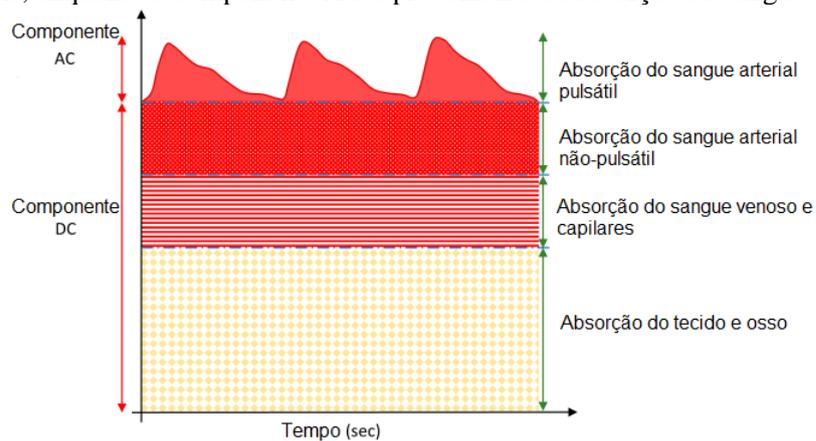
Os feixes luminosos são emitidos pelo lado superior do dedo (conforme a Figura 2 e Figura 3) que atravessam e interagem com os tecidos, sangue venoso e arterial e são coletados pelo fotodetector no lado inferior do dedo, adquirindo assim os sinais de PPG. A Figura 4 ilustra a morfologia do sinal de PPG, onde a absorção do sangue arterial pulsátil é representada pela componente AC (componente pulsátil) do sinal (derivado da variação volumétrica do sangue nas artérias) e a componente DC (componente não-pulsátil) representa o somatório das absorções de diversas substâncias como pigmentação da pele, sangue venoso, capilares, osso, entre outros. A morfologia da componente AC do sinal PPG também fornece a frequência cardíaca através da periodicidade dos picos ou vales, pois tal comportamento se dá pela

propagação das ondas de pressão que percorrem as artérias pulsáteis provocada pelo sistema cardiovascular. A razão entre a absorção das componentes AC/DC do sinal de PPG na faixa do vermelho sobre a absorção das componentes AC/DC do sinal de PPG na faixa do infravermelho é chamada razão R, dada por (ANDRADE, 2009; CHAN *et al.*, 2013; LONGMORE *et al.*, 2019):

$$R = \frac{\frac{A_{Red,AC}}{A_{Red,DC}}}{\frac{A_{IR,AC}}{A_{IR,DC}}}, \quad (4)$$

onde A é a amplitude de absorção dos respectivos feixes pelo fotodetector e suas respectivas componentes de acordo com seus índices.

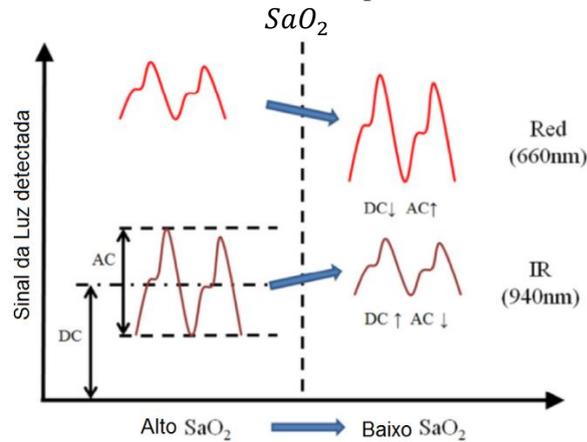
Figura 4 - Representação das componentes AC e DC dos sinais de PPG. A componente DC é proveniente do somatório de todas as absorções de tecidos, osso, sangue venoso, capilares e artérias não-pulsáteis, enquanto a componente AC é proveniente da absorção do sangue arterial pulsátil



Fonte: Elsamnah *et al.* (2019).

É ilustrado na Figura 5, de forma qualitativa, a relação entre o SaO_2 e a amplitude das componentes AC e DC dos sinais de PPG provenientes da absorção dos feixes infravermelho (ou PPG IR) e vermelho (ou PPG Red) pelo fotodetector. A redução da saturação sanguínea de oxigênio implica num aumento da amplitude da componente $A_{Red,AC}$ e redução da componente $A_{IR,AC}$, resultando num aumento da razão R e um aumento da oxigenação da saturação sanguínea implica um aumento da amplitude da componente $A_{IR,AC}$ e redução da componente $A_{Red,AC}$, resultando numa redução da razão R.

Figura 5 - Comportamento dos sinais de luz detectado pelo fotodetector em função da variação do

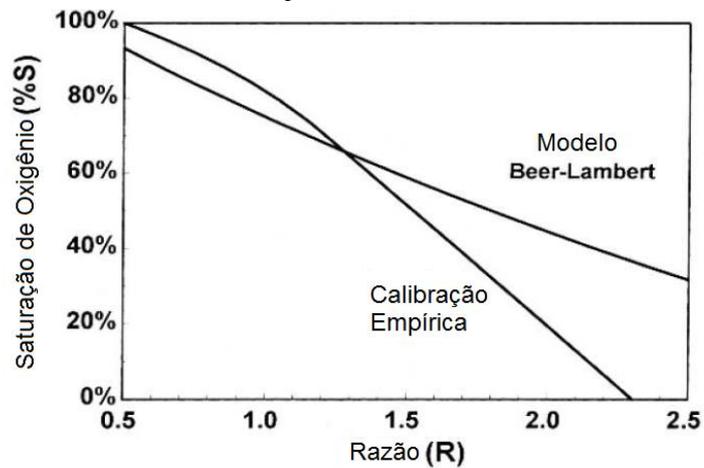


Fonte: Oak; Aroul (2015).

Alguns modelos matemáticos teóricos relacionam o valor do SpO_2 em função do parâmetro R, como o modelo de Beer-Lambert. Porém, tal modelo é considerado ineficiente, pois alguns efeitos óticos são desprezados, como espalhamento e reflexão dos feixes luminosos. Desta forma, a realização de calibrações empíricas do oxímetro de pulso é um dos métodos clínicos popularmente difundido para medições precisas do SpO_2 (ANDRADE, 2009).

Na Figura 6, é apresentado duas curvas que representam o SpO_2 em função do parâmetro R, uma representação de um modelo teórico baseado apenas na Lei de Beer-Lambert e outro modelo empírico onde foi realizado o método de calibração. Pode-se observar que o modelo teórico possui um comportamento linear enquanto o modelo empírico é não-linear em função do parâmetro R.

Figura 6 - Curvas R que representam o modelo teórico e empírico para o cálculo do SpO_2 em função do parâmetro R



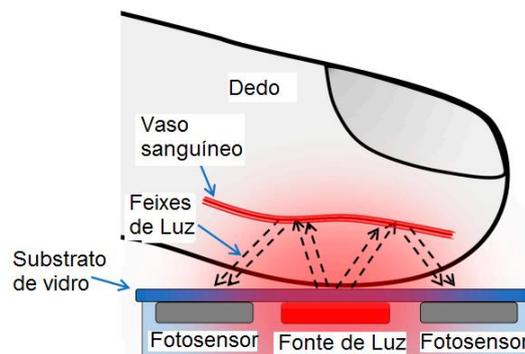
Fonte: Chan; Underwood (2012).

2.2.1 Tecnologia dos sensores de oximetria de pulso

Dentre os tipos de configurações e disposições dos LEDs e fotodetectores existentes para a aquisição dos sinais de PPG, pode-se citar dois tipos:

- a) PPG por transmissão: Os dispositivos optoeletrônicos são posicionados em lados opostos das extremidades onde se deseja adquirir os sinais de PPG, conforme apresentado na Figura 2 e Figura 3. Os feixes luminosos percorrem os tecidos e vasos sanguíneos até chegar ao fotosensor, onde os feixes residuais são captados. A maioria dos oxímetros de pulso comerciais para aplicações clínicas e hospitalares utilizam esta tecnologia;
- b) PPG por reflexão: Os dispositivos optoeletrônicos são posicionados próximos uns aos outros, de modo que os feixes luminosos sejam captados pelo fotosensor através da reflexão. A Figura 7 demonstra de forma aproximada a configuração dos dispositivos optoeletrônicos e o caminho percorrido pelos feixes luminosos até chegar ao fotosensor.

Figura 7 - Configuração dos dispositivos optoeletrônicos na captura dos sinais de PPG por reflexão. Os feixes luminosos, representado em linhas pontilhadas, são emitidos pela fonte de luz, percorrem tecidos e vasos até serem refletidos e detectados pelos fotosensores



Fonte: Elsamnah *et al.* (2019).

O método de PPG por reflexão promove maior facilidade na construção de equipamentos biomédicos portáteis, pois uma das principais características é o baixo-consumo energético. Devido aos fotoemissores e fotosensor estarem próximos uns aos outros, a potência luminosa necessária para a captura dos feixes refletidos é significativamente inferior ao método por transmissão. Além disso, a PPG por reflexão promove maior compactação dos equipamentos eletrônicos, o que torna propício ao desenvolvimento de equipamentos vestíveis e permitem a medição do SpO_2 em regiões centrais ou periféricas do corpo. Portanto, a utilização dos dispositivos optoeletrônicos se torna mais abrangente com relação ao método convencional por transmissão, como testa, tórax, pulso, tíbia, lombar (LONGMORE *et al.*,

2019). Porém, o volume de sangue que interage com os feixes luminosos pelo método reflexivo é inferior em relação ao método de transmissão. Desta forma, os sinais de PPG captados pelo fotodetector são mais susceptíveis a artefatos de movimento em comparação ao método por transmissão (OSHIRO, 2011). Nos últimos anos, os oxímetros de pulso reflexivos se tornaram comercialmente disponíveis, porém são utilizados apenas para monitoramento de saturação de oxigênio aplicados ao entretenimento, pouco difundido em aplicações médico-hospitalares (LEE *et al.*, 2016).

2.2.2 Fontes de erro na medição da oximetria de pulso

Embora os dispositivos optoeletrônicos para a medição de SpO_2 tenham evoluído significativamente nas últimas décadas, agentes externos podem interferir na aquisição dos sinais de PPG, comprometendo o cálculo do SpO_2 ou prejudicando a mensuração da frequência cardíaca devido a detecção imprecisa dos picos ou vales do PPG. Pode-se listar algumas fontes de erros como:

- a) Artefatos de movimentos: É um dos principais fatores que distorcem significativamente o sinal de PPG. Movimentos musculares ou trepidação do local onde o sensor foi posicionado, provocam pulsos espúrios no sinal de PPG (ANDRADE, 2009);
- b) Baixa perfusão: A baixa amplitude do sinal de PPG provocado por uma vasoconstrição, hipotensão, hipotermia ou baixa temperatura do ambiente, disritmia, bloqueios arteriais ou no sistema microvascular podem provocar erros na medição do SpO_2 (CHAN *et al.*, 2013);
- c) Interferências óticas: As fontes luminosas externas como lâmpadas fluorescentes, luz do sol, lâmpadas cirúrgicas afetam diretamente na medição do SpO_2 , pois tais fontes luminosas são captadas pelo fotodetector e assim interferindo diretamente na aquisição dos sinais de PPG. Desta forma, deve-se ter atenção na confecção do encapsulamento e isolamento ótico externo do oxímetro de pulso (ANDRADE, 2009);
- d) Mal posicionamento: O mal posicionamento dos dispositivos optoeletrônicos pode acarretar detecções errôneas dos sinais de PPG. Torna-se necessário que os feixes luminosos vermelho e infravermelho interajam com artérias composto por quantidade significativas de Hb e HbO_2 e conseqüentemente haja a detecção dos feixes transmitidos ou refletivos pelo fotosensor.

2.3 TEMPERATURA CORPORAL

O controle autônomo da regulação de temperatura corporal é geralmente realizado pela termorregulação central do hipotálamo. Variações na regulação da temperatura do corpo podem

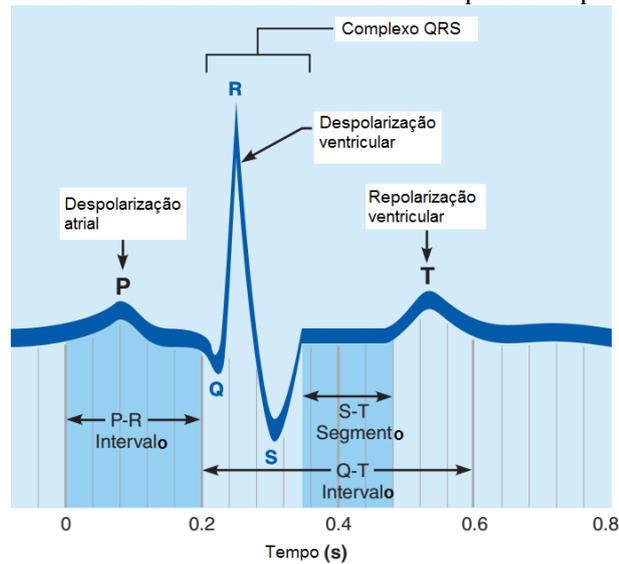
ser fisiológicas ou patológicas (SILVERTHORN, 2016). A temperatura corpórea normal de um ser-humano é considerada em torno de 37 °C com leves variações de até 1 °C. O aumento excessivo da temperatura corpórea é chamado de febre ou hipertermia. No meio científico ou clínico, não existe um consentimento exato a partir de quantos graus é considerado febre (geralmente temperatura maiores que 38,3 °C (WALTER *et al.* 2016)), porém é notável que o aumento excessivo das temperaturas centrais do corpo está intimamente relacionado com ao aumento dos leucócitos envolvidos na resposta imune (SILVERTHORN, 2016). Desta forma o monitoramento de temperatura se torna uma das atividades clínicas mais importantes para o acompanhamento e auxílio no diagnóstico de doenças ocasionadas por vírus ou bactérias, lesões cerebrais, entre outros (WALTER *et al.*, 2016).

Os dispositivos capazes de monitorar a temperatura corpórea se tornaram cada vez mais miniaturizados e vestíveis quando auxiliados por outras tecnologias de transmissão de dados sem fio como o NFC (CHO *et al.*, 2019; JEONG *et al.*, 2017; JEONG *et al.*, 2019). Além disso, essa tecnologia possui grande potencial em aplicações clínicas capazes de atender as demandas emergenciais provocados pela crise sanitária do COVID-19 (SMARR *et al.*, 2020).

2.4 ELETROCARDIOGRAMA

O eletrocardiograma (ECG) é um registro gráfico da atividade elétrica do coração. Os potenciais elétricos gerados pelo coração e espalhados ao redor do corpo são capturados por dispositivos chamados de eletrocardiógrafos através de eletrodos posicionados de forma estratégica sob a superfície do corpo. O sinal de ECG é formado por um somatório de diversos potenciais gerados por células nodais e contrateis em um determinado período de tempo. Tipicamente a morfologia do sinal de ECG no domínio do tempo (ver Figura 8) pode ser dividida em três formatos de ondas principais. A primeira onda pequena, chamada de onda P, cuja duração é aproximadamente 0,08 s, é provocada pela onda de despolarização atrial. O complexo QRS é resultado da despolarização ventricular e precede a contração ventricular, cuja duração em média é em torno de 0,08 s. A terceira onda, onda T, é causada pela repolarização ventricular e tipicamente dura aproximadamente 0,16 s (MARIEB; HOEHN, 2013).

Figura 8 - Morfologia de um sinal de ECG no domínio do tempo e suas principais componentes

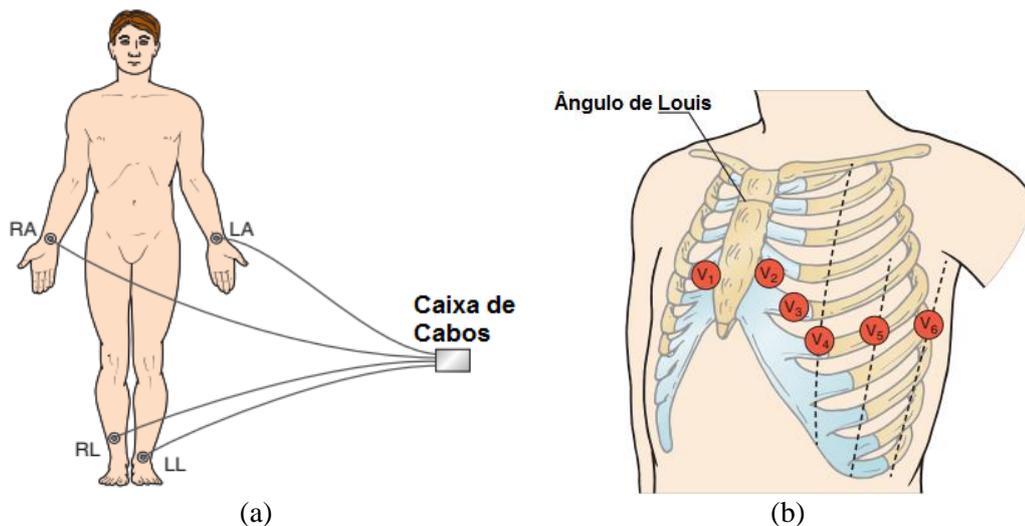


Fonte: Marieb; Hoehn (2013).

2.4.1 Instrumentação eletrônica para aquisição do ECG

As aquisições clínicas convencionais de ECG se dão através de eletrodos (tipicamente nas 12 derivações) dispostos estrategicamente na superfície do corpo. Três eletrodos são derivações bipolares que mensuram a tensão diferencial ou entre os braços ou entre um braço e uma perna, e nove são derivações unipolares (MARIEB; HOEHN, 2013). A Figura 9(a) e Figura 9(b) ilustram configurações de eletrodos para a captura do ECG usualmente aplicados em meios clínicos (GOLDBERGER *et al.*, 2018).

Figura 9 – (a) Posicionamentos dos eletrodos ao longo da superfície do corpo utilizado pelos meios convencionais e clínicos para captura do ECG. *RL* – *Right Leg*, *LL* – *Left Leg*, *RA* – *Right Arm*, *LA* – *Left Arm*; (b) Posicionamentos dos eletrodos no tórax para a captura das demais derivações do ECG

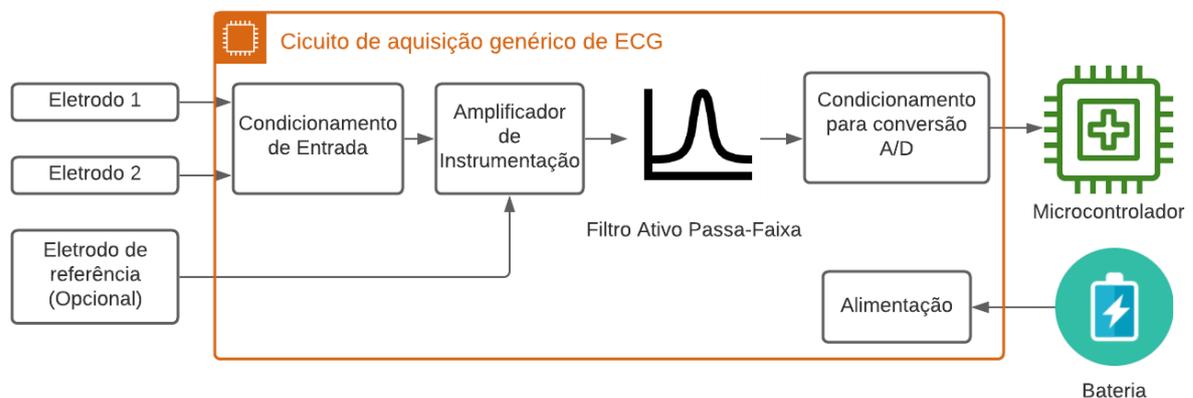


Fonte: Goldberger *et al.* (2018).

Em algumas aplicações, a utilização de diversos eletrodos ao redor do tórax ou sobre diversas extremidades do corpo para aquisição do ECG pode se tornar inconveniente, incomoda ou até mesmo desnecessária, pois a detecção dos principais componentes ECG é suficiente para satisfazer os critérios de tolerâncias especificados da aplicação. Atualmente, os sistemas microcontrolados portáteis de baixo-consumo possibilitam uma rápida captura de ECG, através de três ou dois eletrodos (RICHARD; CHAN, 2010; VILLEGAS *et al.*, 2019; YAPICI; ALKHIDIR, 2017; PARENTE *et al.*, 2017).

A Figura 10 ilustra, resumidamente, um diagrama de blocos que exemplifica o conceito genérico de um sistema microcontrolado portátil capaz de adquirir o ECG. Inicialmente os eletrodos captam o sinal de ECG numa ordem de μV ou mV , posteriormente é realizado o condicionamento inicial do ECG (retirada de nível DC e proteção contra interferências eletromagnéticas) antes do amplificador de instrumentação. Filtros ativos passa-faixa são implementados para limitar a faixa de frequência de interesse e por fim um filtro *anti-aliasing* é implementado anterior ao processo de digitalização do sinal analógico.

Figura 10 - Topologia de um circuito genérico para aquisição de ECG através de um sistema microcontrolado alimentado por bateria



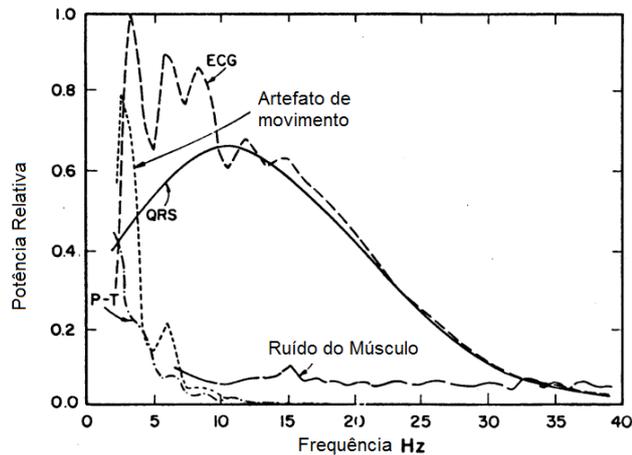
Fonte: O Autor (2021).

2.4.2 Análise do sinal de ECG

Durante o processo de aquisição do ECG relatado no tópico 2.4.1, o conhecimento do espectro de frequência do ECG é de extrema importância para os procedimentos adequados de filtragem das frequências desejáveis, conforme a aplicação. A banda de frequência predominante do ECG se encontra entre 0,5 e 40 Hz, como demonstrado no estudo feito por (THAKOR, 1984), conforme a Figura 11. Os ruídos provenientes de fontes internas inerentes ao corpo humano como artefatos de movimento, fluidos corporais, sinais de eletromiografia e

fontes externas ao corpo humano, como os ruídos de 60 Hz provenientes da rede elétrica ou ondas eletromagnéticas, podem dificultar a aquisição das componentes de frequência do sinal. Desta forma, cabe ao projetista, por meio de filtros analógicos ou digitais, projetar e processar o sinal de ECG a fim de atender os critérios de tolerância do problema enfrentado.

Figura 11 - Espectro de frequência de atuação do ECG e a das principais ondas que o compõe, assim como as faixas de frequência que compõe os artefatos e ruídos



Fonte: Thakor (1984).

2.5 PRESSÃO ARTERIAL

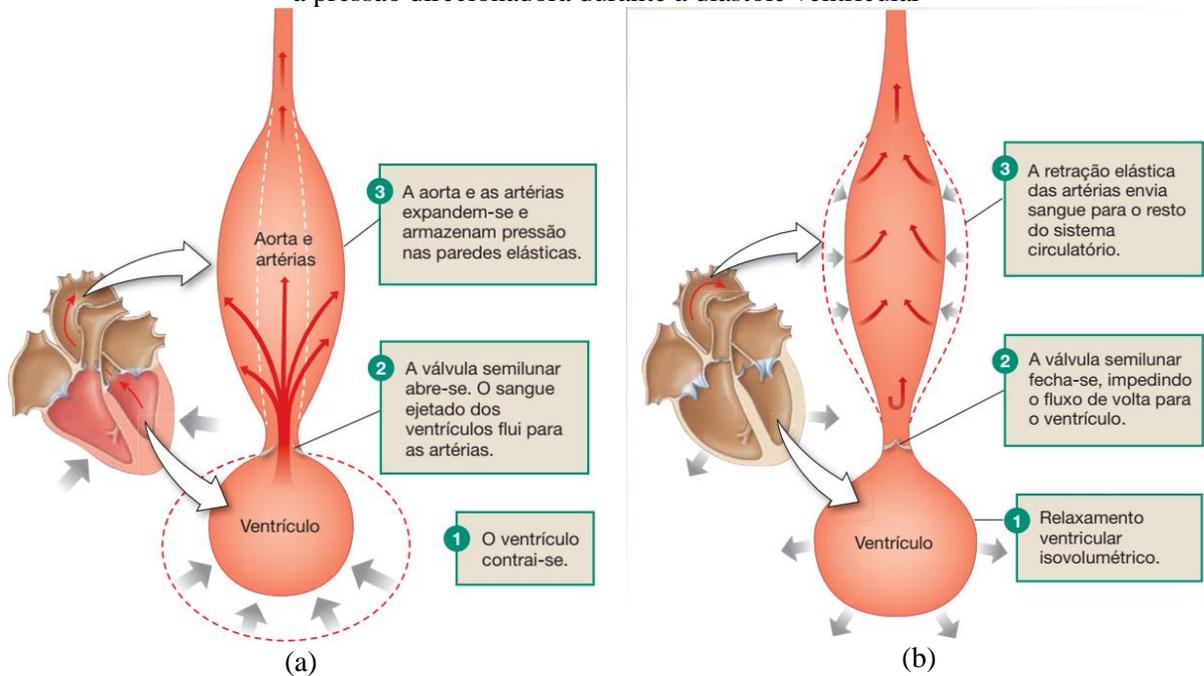
A contração ventricular do coração proporciona a força que cria o fluxo sanguíneo através do sistema circulatório. O sangue sob pressão é ejetado a partir do ventrículo esquerdo, enquanto a aorta e as artérias se expandem para guiá-lo (ver Figura 12(a)). Quando o ventrículo relaxa e a válvula da aorta fecha, as paredes arteriais elásticas retraem, empurrando o sangue em direção às demais artérias e arteríolas (ver Figura 12(b)), pois o fluxo sanguíneo é diretamente proporcional ao gradiente de pressão e inversamente proporcional à resistência dos vasos ao fluxo. A pressão direcionadora exercida nas paredes dos vasos, direcionam o fluxo sanguíneo durante o relaxamento ventricular, assim as artérias mantêm o sangue fluindo continuamente ao longo do corpo. A pressão sanguínea arterial reflete a pressão de propulsão criada pela ação de bombeamento do coração (SILVERTHORN, 2016).

À medida que o sangue flui através do sistema circulatório, a amplitude das ondas de pressão diminui devido à perda de energia provocado pela resistência ao fluxo oferecida pelos vasos. É ilustrado na Figura 13, um gráfico que representa a amplitude das ondas de pressão à medida que o sangue se distancia do ventrículo esquerdo. A maior pressão na circulação sistêmica está localizada na aorta gerada pelo ventrículo esquerdo, alcançando uma média de 120 mmHg durante a sístole ventricular, chamada de pressão sistólica e posteriormente decai

para uma média de 80 mmHg durante a diástole ventricular, chamada de pressão diastólica. É observável que a pressão diastólica cai para alguns mmHg, porém nas artérias, a pressão diastólica permanece alta devido a capacidade desses vasos capturarem e reterem energia em suas paredes elásticas. O rápido aumento da pressão que ocorre quando o ventrículo esquerdo empurra o sangue para dentro da aorta, pode ser percebido como um pulso, que é transmitido ao longo das artérias preenchidas de sangue (SILVERTHORN, 2016).

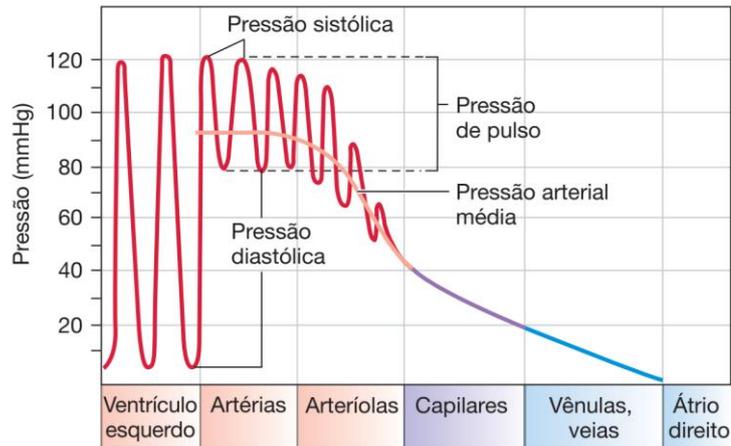
Após a contração ventricular que gerou a onda de pressão, a variação volumétrica do sangue pode ser detectada através do PPG (retratado no tópico 2.2).

Figura 12 - (a) Contração ventricular: A contração dos ventrículos empurra o sangue para as artérias elásticas, causando sua expansão; (b) Relaxamento ventricular: A retração elástica das artérias mantém a pressão direcionadora durante a diástole ventricular



Fonte: Silverthorn (2016).

Figura 13 - Ondas de pressão geradas pelas contrações ventriculares que percorrem os vasos sanguíneos



Fonte: Silverthorn (2016).

2.5.1 Métodos convencionais de aferição da pressão arterial

A aferição da pressão arterial é de suma importância, pois, caso esta esteja muito alta ou baixa, pode ser um indicativo de problemas no sistema circulatório. Caso a pressão arterial seja muito baixa (hipotensão), a força exercida pelo ventrículo é insuficiente para superar a gravidade, desta forma o fluxo sanguíneo e a oferta de oxigênio para o cérebro são comprometidos, ocasionando tonturas ou desmaios. Por outro lado, caso a pressão arterial esteja cronicamente alta (hipertensão), esta pode ocasionar lesões nas paredes dos vasos sanguíneos enfraquecidas, rupturas e sangramento nos tecidos (SILVERTHORN, 2016). A hipertensão está fortemente relacionada ao aumento do risco de acidentes vasculares cerebrais, doenças cardíacas, renais, entre outras doenças. Segundo a Organização Mundial da Saúde (WHO, 2021), em torno de 1,13 bilhões de pessoas no mundo possuem hipertensão.

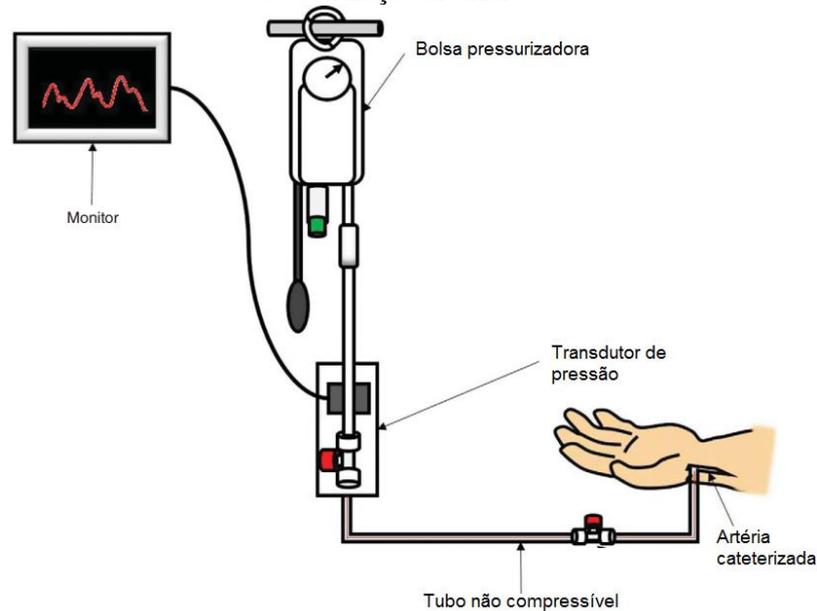
Dentre os métodos convencionais para mensuração da pressão arterial, tem-se a cateterização arterial. É um método invasivo adotado como padrão ouro, onde a pressão arterial instantânea é aferida diretamente através de um acesso direto a uma artéria (MUKKAMALA *et al.*, 2015). A Figura 14 representa de forma ilustrativa o método da cateterização arterial.

Embora não seja considerado padrão ouro, um dos métodos clínicos mais utilizados para a aferição indireta da pressão arterial é a auscultação utilizando um esfigmomanômetro (um instrumento que consiste em um manguito inflável e um manômetro de pressão) e um estetoscópio (MUKKAMALA *et al.*, 2015). O braço do indivíduo é envolvido pelo manguito e inflado até exercer uma pressão mais alta do que a pressão sistólica que impulsiona o sangue na artéria radial do braço, conforme a Figura 15. Assim que a pressão do manguito se torna alta o suficiente para interromper o fluxo sanguíneo da parte inferior do braço, gradativamente o

manguito é desinflado e através da detecção de padrões sonoros (sons de Korotkoff) utilizando o estetoscópio e o manômetro, o profissional da saúde treinado é capaz de aferir a pressão arterial sistólica e diastólica (SILVERTHORN, 2016).

Outro método popular, não-invasivo e automático de aferição da pressão arterial é a oscilometria, onde o equipamento através de um sistema microcontrolado constituído de válvulas, motores, sensores de pressão e um manguito inflável mensuram de forma automática e indireta a pressão média, sistólica e diastólica e por fim são apresentadas num display (MUKKAMALA *et al.*, 2015; ALPERT *et al.*, 2014). Tais equipamentos são largamente comercializados para viabilizar ao público e aos profissionais da saúde a aferição automática da pressão arterial em ambientes clínicos ou domiciliares. A Figura 16 ilustra um equipamento que utiliza o método de oscilometria.

Figura 14 - Configuração do equipamento para aferição intra-arterial da pressão arterial através da cateterização arterial



Fonte: Beard; Ashton-Cleary (2019).

Figura 15 - Posicionamento do esfigmomanômetro e o estetoscópio para a aferição indireta e manual da pressão arterial pelo profissional da saúde, através da detecção dos sons de Korotkoff



Fonte: Silverthorn (2016).

Figura 16 - Exemplar de um equipamento comercial baseado na técnica de oscilometria para aferição da pressão arterial sistólica (SBP) e diastólica (DBP)



Fonte: Sharma *et al.* (2017).

O clameamento vascular é um outro método automático não-invasivo de mensuração da pressão arterial através da utilização de um manguito e um sensor de PPG (MUKKAMALA *et al.*, 2015).

Pode-se observar que dentre os métodos de aferição indireta da pressão arterial não-invasivos citados acima, a auscultação necessita do acompanhamento de um profissional de saúde treinado, além de ser um processo manual, demorado e passível de erros humanos. A oscilometria e clameamento vascular utilizam aparatos para tornar as aferições automáticas, tornando a aquisição da pressão arterial mais acessíveis ao público. Todavia, são técnicas

demoradas e podem trazer incomodo ao paciente durante o monitoramento ambulatorial, pois ainda necessitam de manguitos infláveis ou constrição em alguma parte do corpo do indivíduo.

2.5.2 Métodos não-convencionais de aferição da pressão arterial

Dentre os procedimentos convencionais de estimação da pressão arterial citados no tópico 2.5.1, são métodos invasivos ou manuais ou utilizam aparatos mecânicos como manguitos infláveis para aferição da pressão arterial.

Devido ao avanço das pesquisas de tecnologias portáteis e sofisticação dos modelos matemáticos, a aferição da pressão arterial se tornou cada vez mais rápida, automática, acessível e menos incomoda como diversos estudos demonstrados por (MUKKAMALA *et al.*, 2015; SHARMA *et al.* 2017; ELGENDI *et al.*, 2019), onde a velocidade da pressão de pulso ou atrasos com que as ondas de pressão se espalham pelo corpo estão intimamente ligadas com a pressão arterial.

A revisão da literatura elaborada por (ELGENDI *et al.*, 2019) ilustra uma tabela comparativa de diferentes trabalhos e dispositivos portáteis com suas respectivas tecnologias de sensores e métodos de transmissão dos dados da pressão sanguínea. É relatado por (ELGENDI *et al.*, 2019) diversas técnicas não-convencionais para a estimação da pressão arterial. Duas vertentes são observadas pelo autor da revisão, onde uma delas se baseia na teoria da morfologia do sinal de PPG e outra na teoria de propagação do sinal de PPG ao longo do corpo. Sendo esta última vertente, a mais utilizada pela literatura segundo o autor, em que a utilização de sistemas multiparamétricos podem auxiliar na estimação da pressão arterial.

O *Pulse Arrival Time* (PAT) é definido como o tempo de atraso do pico do sinal PPG (provocado pela sístole do coração) em relação ao pico da onda R do ECG. O PAT possui uma relação inversa à pressão arterial, isto é, se a distância do pulso percorrido permanece constante e o tempo de atraso entre os sinais ECG e PPG, a velocidade de propagação da onda do pulso aumenta. Tal fato pode ser explicado pela relação entre propriedades elásticas dos vasos sanguíneos e a pressão arterial (PA), dado por (SHARMA *et al.* 2017; MUKKAMALA *et al.*, 2015):

$$E = E_0 e^{\alpha \cdot PA}, \quad (5)$$

onde E é o módulo de elasticidade do vaso, α é um parâmetro do vaso e E_0 é o módulo de Young para pressão arterial nula. Esses dois parâmetros são atualizados conforme as condições fisiológicas e idade do indivíduo, logo a elasticidade das paredes dos vasos alteram com o passar do tempo. Baseado nos estudos teóricos e práticos ilustrados nos artigos (SHARMA *et al.*, 2017; MUKKAMALA *et al.*, 2015; HE *et al.*, 2013) uma relação matemática entre a pressão

arterial e a velocidade do pulso PWV (*Pulse Waveform Velocity*) pode ser prevista pela equação (SHARMA *et al.* 2017; MUKKAMALA *et al.*, 2015):

$$PWV = \frac{L}{PAT} = \sqrt{\frac{h \cdot E}{\rho \cdot d}} = \sqrt{\frac{h \cdot E_0 e^{\alpha \cdot PA}}{\rho \cdot d}}, \quad (6)$$

onde “L” é a distância percorrida do pulso de pressão e assumindo que a artéria é um tubo com espessura “h”, diâmetro “d” e densidade sanguínea “ρ”.

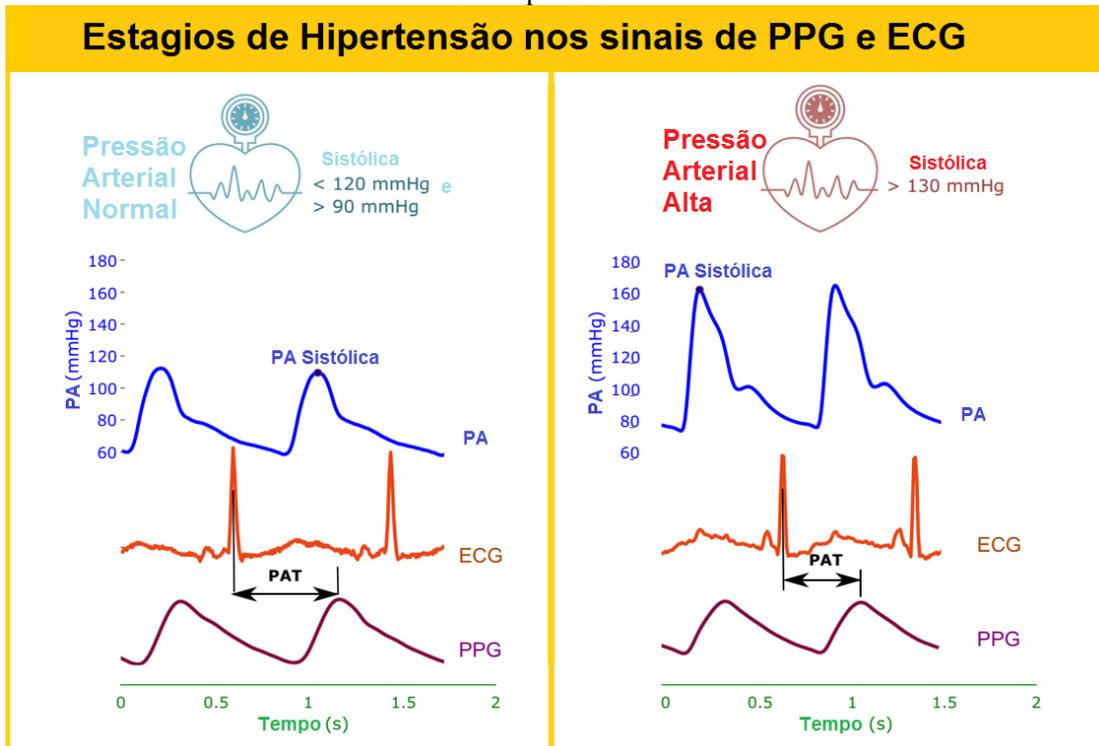
Conforme a Equação (6), pode-se observar de forma qualitativa uma relação inversa entre o tempo de propagação da onda de pressão ao longo das artérias e a pressão arterial (ver Figura 17).

Descrever ou prever de forma analítica e precisa o comportamento da pressão arterial em relação ao PAT é um dos grandes desafios relatados na literatura. Diversos modelos matemáticos e aproximações são relatados em pesquisas por (ELGENDI *et al.*, 2019; SHARMA *et al.*, 2017; HE *et al.*, 2013; LAZAZZERA *et al.*, 2019; HEY *et al.*, 2009; MANLISES *et al.*, 2016; MUKKAMALA *et al.*, 2015; POON; ZHANG, 2005; CHUNG *et al.*, 2019), pelo qual através de redes neurais, *Deep Learning*, aproximações logarítmicas ou múltiplas regressões polinomiais lineares ou não-lineares, os modelos de equações são concebidos e a pressão arterial pode ser estimada em função da frequência cardíaca e o PAT. Alguns autores divergem quanto a própria definição do que se trata o PAT, ou utilizam o tempo de atraso de transição de pulso, o PTT (*Pulse Transit Time*), como parâmetro de entrada para estimação da pressão arterial.

O intervalo PAT é composto pelo intervalo PTT e PEP (*Pre-Ejection Period*), em que o PTT é o atraso da onda de pressão detectado através da utilização de dois sensores de PPG localizados em pontos distintos do corpo e o PEP se trata do período de pré-ejeção, ou seja, o atraso entre o tempo da despolarização elétrica do ventrículo esquerdo (indicado pelo complexo QRS do ECG) e o início da ejeção mecânica ventricular (MUKKAMALA *et al.*, 2015; ELGENDI *et al.*, 2019).

Diversas técnicas ou combinações de sensores podem ser utilizados para a aquisição do PAT ou PTT, como a utilização de sensores de PPG alocados em pontos distintos do corpo, ou combinações de dispositivos de ECG e PPG, ou ECG e sensores piezoelétricos (MANLISES *et al.*, 2016; LAZAZZERA *et al.*, 2019; ARZA *et al.*, 2013; POON; ZHANG, 2005; LUO *et al.*, 2016; MCCOMBIE *et al.*, 2006).

Figura 17 - Comportamento qualitativo entre o PAT e pressão arterial (PA). Quanto menor o PAT maior é a pressão arterial



Fonte: Elgendi *et al.* (2019).

2.6 NEAR FIELD COMMUNICATION

A tecnologia NFC pode ser definida como uma extensão da tecnologia de Identificação por Radiofrequência, o RFID. A tecnologia RFID utiliza comunicação via radiofrequência para uma simples troca de dados de identificação entre o leitor RFID e a etiqueta RFID, tradicionalmente embutidas em objetos para aplicações de identificação, rastreamento, segurança e controle de acesso. A tecnologia NFC foi desenvolvida para que dois dispositivos, numa distância curta (até 10 cm), possam realizar a transferência de quantidades maiores de dados em relação ao convencional RFID (opções de taxas de transferência de dados são 106, 212 e 424 kbits por segundo) (COSKUN *et al.*, 2012). A tecnologia NFC utiliza o acoplamento indutivo entre duas entidades comunicantes em faixas de frequência em torno de 13,56 MHz e através da técnica de modulação em amplitude por chaveamento (ASK), os dados são transferidos (COSKUN *et al.*, 2012). Geralmente, as informações trocadas entre os dispositivos respeitam um padrão estabelecido pelas especificações técnicas impostas pelo Fórum NFC (<https://nfc-forum.org>), o NDEF (NFC *Data Exchange Format*). O NDEF são mensagens binárias padronizadas e formatadas que carregam as informações que o remetente deseja enviar ao destinatário.

2.6.1 Modos de operação

Dentre os modos de operação das entidades comunicantes, sendo elas na categoria de inicializador ou alvo, podemos listar três configurações (COSKUN *et al.*, 2015):

- a) Modo Leitura/Escrita: Este modo disponibiliza a comunicação entre um leitor ativo como um *smartphone* (habilitado com a tecnologia NFC) e um elemento passivo (isento de baterias) como uma etiqueta NFC. As funcionalidades desse modo de comunicação é energizar a etiqueta NFC e realizar as operações de escrita/leitura de dados na memória da etiqueta através do *smartphone*.
- b) Modo *Peer-to-Peer*: Dois dispositivos ativos, como dois *smartphones*, transferem dados de forma bidirecional *half duplex* (ou seja, enquanto um dispositivo está enviando dados, o outro está recebendo, ou vice-versa). Ambos os dispositivos constituem de sistemas de alimentação integrados, cada entidade utiliza sua própria alimentação e a comunicação NFC é dedicada apenas para transferência de dados.
- c) Modo Emulação de Cartão: Este modo de operação possibilita o *smartphone* emular um *smart card* virtualmente. Popularmente utilizado em serviços de pagamentos ou *ticketing*, onde o *smartphone* funciona similarmente como uma carteira virtual portando diversos *smart cards*, proporcionando comodidade nas formas de pagamento ou *ticketing* ao usuário.

A Figura 18 ilustra os três modos de operação listados acima. Embora nos primórdios da atuação da tecnologia NFC, os dispositivos se restringiam a um desses modos de operação, com o decorrer do avanço tecnológico dos *hardwares* e *softwares* e sofisticação dos protocolos de comunicação, este padrão se tornou defasado. De acordo com os casos de uso e da forma como o sistema de comunicação é construído, mais de um modo de operação podem coexistir (BISPO, 2019).

Figura 18 - Estilos de interação entre dispositivos e seus modos de operação



Fonte: Coskun *et al.* (2015).

2.6.2 Aplicações da tecnologia NFC

A tecnologia NFC promove comunicação simples, segura e exclusiva entre dois dispositivos, permitindo o usuário realizar transações de dados sem fio com apenas uma aproximação. A adesão gradativa da tecnologia NFC em modelos de *smartphones* modernos e a expansão das aplicações de dispositivos eletrônicos inteligentes portáteis e baixo-custo, proporcionou a popularização do NFC na eletrônica de baixo consumo (LAZARO *et al.*, 2018). A vantagem do NFC em relação aos seus concorrentes como WiFi, BLE (*Bluetooth Low Energy*), ZigBee, LoRa se dá pelo baixo consumo energético e capacidade de coletar energia eletromagnética durante a comunicação entre dois dispositivos NFC. Além disso, a comunicação sem fio de campo próximo minimiza os riscos de interferências eletromagnéticas em equipamentos sensíveis às interferências eletromagnéticas como equipamentos médico-hospitalares. Desta forma, a tecnologia NFC se disseminou em aplicações à saúde e principalmente na concepção de dispositivos inteligentes vestíveis trazendo comodidade e praticidade para o monitoramento da saúde dos usuários.

Estudos recentes ilustram aplicações de dispositivos vestíveis, sistemas e arquiteturas inteligentes habilitados com a tecnologia NFC para o monitoramento remoto da saúde do paciente (SILVA; TAVAKOLI, 2020; KANG *et al.* 2021a; LAZARO *et al.* 2018; STUART *et al.* 2021).

3 REVISÃO SISTEMÁTICA DA LITERATURA

A revisão da literatura proporciona evidências nas áreas de estudo no qual o tema deste trabalho se encontra. O intuito é definir melhor o campo da pesquisa, identificar convergências ou divergências de informações entre os estudos, permite generalizar dados, extrair dados das principais pesquisas atuais relacionadas ao tema do projeto e transformá-las em dados estatísticos para identificação das principais tendências ou lacunas no conhecimento. Esta revisão sistemática da literatura (RSL), segue um formato estruturado e sistematizado, para segurança de um estudo abrangente e inovador, abordando o máximo de bases possíveis e qualidade dos dados disponíveis.

3.1 PROTOCOLO

Primeiramente foi definido as etapas iniciais fundamentais da revisão sistemática, a fim de estabelecer um direcionamento das pesquisas ao longo do projeto.

- a) População: Especifica qual será a área ou população que deverá ser incluída na pesquisa.
- b) Definição do problema: Define de forma clara qual será o problema a ser resolvido no projeto.
- c) Controle: Questões diretivas nos quais devem ser respondidas ao longo da revisão sistemática pelos artigos, revistas, ect.

A Tabela 1 expõe os tópicos fundamentais para o direcionamento da pesquisa.

Tabela 1 - Protocolo de Pesquisa da Revisão Sistemática

População	Pessoas em todas as faixas etárias
Definição do Problema	Aquisição e monitoramento de sinais vitais de um indivíduo de forma automática e não invasiva.
Controle	<ol style="list-style-type: none"> a) Existe contribuição no âmbito do desenvolvimento de equipamentos vestíveis com/sem bateria utilizando NFC como protocolo de comunicação e/ou transferência de energia sem fio?; b) Quais são as contribuições da engenharia para implementação de dispositivos vestíveis com/sem bateria para medição de sinais vitais (pressão arterial, temperatura, saturação sanguínea de oxigênio, frequência cardíaca e respiratória) em seres humanos utilizando NFC como protocolo de comunicação?;

	<p>c) Existem desafios ou problemas identificados na literatura relacionados a implementação de sistemas vestíveis com/sem bateria para medição de sinais vitais em seres humanos?;</p> <p>d) Existe comparação com outros tipos de comunicação sem fio (WiFi, Bluetooth, ZigBee, RFID, etc)?</p>
Desfecho	Monitorar os sinais vitais (frequência cardíaca, pressão arterial, saturação sanguínea de oxigênio e temperatura) do paciente com apenas um dispositivo vestível e um <i>smartphone</i> de forma automática e não-invasiva.

Fonte: O Autor (2021).

3.2 FONTES E ESTRATÉGIAS DE BUSCA

Nesta seção é abordado onde e como as pesquisas foram realizadas para a RSL. Segue-se uma metodologia que vai desde escolha das bases de dados até a obtenção dos principais artigos que possuem contribuições significativas dentro do tema deste trabalho.

3.2.1 Bases de Dados

Optou-se pelas bases de dados a seguir por serem referências nas áreas de engenharia elétrica (IEEE), saúde (PubMed e PMC), computação (ACM) e duas bases de grande relevância no campo geral da ciência (Springer e Scopus).

- a) IEEE Xplore DIGITAL LIBRARY;
- b) Scopus;
- c) Springer;
- d) PubMed;
- e) PMC;
- f) ACM.

3.2.2 Termos de Busca

Foram definidas três categorias de busca e dentro desses campos são subdivididos em diversos termos, são eles:

- a) Método de aquisição dos sinais vitais do indivíduo: NFC ou Near Field Communication;

- b) Autonomia de funcionamento do dispositivo NFC: Vestível, Etiqueta NFC passiva (isento de bateria), Etiqueta NFC semi-passiva (alimentado por bateria);
- c) Sinais vitais: Frequência cardíaca, Frequência respiratória, Temperatura, Pressão arterial, Saturação sanguínea de oxigênio.

Segue abaixo as palavras-chave utilizadas nas *strings* de busca, sua devida tradução para o idioma em inglês e possíveis sinônimos a partir das questões de pesquisa, a fim de que as buscas nas bases permitam localizar estudos científicos com informações suficientes para elucidar a pesquisa.

- a) Comunicação de campo próximo = NFC (Near Field Communication);
- b) Coleta de energia = Harvesting / Scavenging / Energy Harvesting / Energy Scavenging;
- c) Sem-bateria = Battery-less / Batteryless / Battery-free;
- d) Vestível = Wearable;
- e) Transferência de Energia sem Fio = WPT / Wireless Power Transfer;
- f) Oximetria = Oximetry / SpO2;
- g) Frequência cardíaca = Heart rate;
- h) Pressão sanguínea = Blood pressure / Arterial pressure;
- i) Frequência Respiratória = Respiration rate / Respiratory rate;
- j) Temperatura corpórea = Body temperature;
- k) Saúde ou Cuidados médicos = Health / Healthcare;
- l) Sinais vitais = Vital Sign / Vital Signs.

3.2.3 *String* genérica de busca

Definido anteriormente os termos de busca, o próximo passo é a construção da *string* de busca genérica mostrada abaixo:

(NFC OR "NEAR FIELD COMMUNICATION") AND (HARVESTING OR SCAVENGING OR "ENERGY HARVESTING" OR "ENERGY SCAVENGING" OR "BATTERY-LESS" OR BATTERYLESS OR "BATTERY-FREE" OR WEARABLE OR WPT OR "WIRELESS POWER TRANSFER") AND (OXIMETRY OR SPO2 OR TEMPERATURE OR "BODY TEMPERATURE" OR "HEART RATE" OR "RESPIRATION RATE" OR "BLOOD PRESSURE" OR "ARTERIAL PRESSURE"

OR "RESPIRATORY RATE" OR HEALTH OR HEALTHCARE OR "VITAL SIGN" OR "VITAL SIGNS")

3.2.4 Critérios de inclusão e exclusão

Após definido a *string* de busca genérica, foi construído os parâmetros de inclusão e exclusão dos dados, com o intuito de refinar as buscas dos artigos pelas bases e retirar as informações de maior relevância nas buscas.

A Tabela 2 abaixo exhibe os critérios de inclusão e exclusão implementados na triagem dos artigos.

Tabela 2 - Critérios de inclusão e exclusão

INCLUSÃO	EXCLUSÃO
<ul style="list-style-type: none"> a) Journals & reviews; b) Áreas de atuação da engenharia: Engenharia Elétrica, Computação e Biomédica; c) Idioma inglês ou português; d) Documentos científicos publicados nos últimos 10 anos (2011-2021); e) Estudos que abrangem as aplicações da tecnologia NFC na saúde em dispositivos de baixa potência com/sem bateria; f) Estudos que discutam o desenvolvimento de sistemas para medição de algum sinal vital utilizando NFC como protocolo de comunicação. 	<ul style="list-style-type: none"> a) Conference paper; b) Estudos que apresentam testes em animais; c) Estudos que não estão relacionados com as questões de pesquisa; d) Estudos que não abrangem a tecnologia NFC.

Fonte: O Autor (2021).

3.2.5 *String* de busca para as bases IEEE, PubMed e ACM

Segue abaixo a sintaxe de busca no site das bases do IEEE Xplore, PubMed e ACM baseada na *string* genérica:

(NFC OR "NEAR FIELD COMMUNICATION") AND (HARVESTING OR SCAVENGING OR "ENERGY HARVESTING" OR "ENERGY SCAVENGING" OR

"BATTERY-LESS" OR BATTERYLESS OR "BATTERY-FREE" OR WEARABLE OR WPT OR "WIRELESS POWER TRANSFER")

Resultado inicial para a base IEEE: 46 publicações.

Resultado inicial para a base PubMed: 81 publicações.

Resultado inicial para a base ACM: 55 publicações.

Pode-se notar que a *string* de busca utilizado nas três bases citadas acima não possuem o campo da saúde anexado, pois ao ser adicionado o campo da *string* relacionado a saúde, foram encontrados uma quantidade pequena de artigos, portanto foi adotado a *string* mais abrangente ao retirar os termos relacionados a saúde.

3.2.6 String de busca para as bases Springer, PMC e Scopus

Foi utilizado a *string* genérica como sintaxe de busca nas bases de dados da Springer, PMC e Scopus. Obtendo os seguintes resultados:

Resultado inicial par a base Springer: 339 publicações.

Resultado inicial para a base PMC: 456 publicações.

Resultado inicial para a base Scopus: 623 publicações.

3.3 RESULTADOS DAS BUSCAS INICIAIS

Foi encontrado um total de 1600 artigos. A Tabela 3 exhibe o total de artigos distribuídos por base.

Tabela 3 - Total de artigos encontrados por base

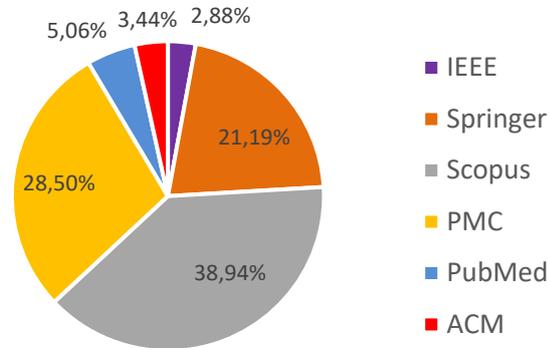
Base	Quantidade
IEEE	46
Scopus	623
Springer	339
PubMed	81
PMC	456
ACM	55
Total	1600

Fonte: O Autor (2021).

A Figura 19 representa uma distribuição estatística das buscas iniciais em cada base. É possível observar que as a base de dados predominantes em quantidade de artigos é a Scopus,

seguido da PMC e posteriormente a Springer. A IEEE foi a base de dados que foi obtido menos resultado, mesmo com o formato da *string* mais abrangente que a *string* genérica sugerida.

Figura 19 - Gráfico referente a distribuição da origem dos estudos na busca inicial nas bases



Fonte: O Autor (2021).

3.4 REMOÇÃO DE DUPLICATAS E LEITURA DE TÍTULO/RESUMO

A próxima etapa da RSL foi a leitura de título e resumo. Primeiramente foi retirado todos os artigos duplicados entre as bases. Nesta etapa foi verificado quais artigos tratam do tema proposto no projeto, que seriam pesquisas relacionadas a dispositivos capazes de mensurar algum sinal vital do indivíduo e transmiti-lo através de etiquetas NFC passivas ou semi-passivas. A Tabela 4 ilustra quais resultados foram obtidos em cada base após esta etapa.

Tabela 4 - Quantidade de artigos selecionados por base após a leitura de título e resumo

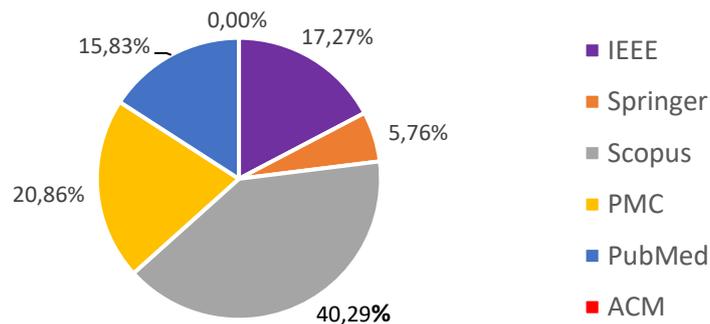
Base	Quantidade
IEEE	24
Scopus	56
Springer	8
PubMed	22
PMC	29
ACM	0
Total	139

Fonte: O Autor (2021).

A Figura 20 se refere a distribuição dos artigos por base após a leitura do título e resumo dos artigos previamente selecionados, ao qual se contabiliza 139 artigos. Pode-se observar primeiramente que os artigos da base de dados da Springer e da Scopus tiveram uma redução

de 331 e 567 artigos, respectivamente. Devido ao fato de serem bases de dados genéricas no campo da ciência, muitos artigos foram descartados nesta etapa. Outra base que possui uma ampla variedade de pesquisas voltados a saúde é a PMC, porém esta obteve uma redução 457 artigos em relação a etapa anterior. No caso da ACM, nenhum artigo foi selecionado, pois abordavam aplicações à informática, e não à saúde. Por fim a base de dados da IEEE sofreu uma redução de 22 artigos, obtendo a menor variação comparada com outras bases analisadas.

Figura 20 - Gráfico referente a distribuição após remoção de duplicatas e leitura de título e resumo



Fonte: O Autor (2021).

3.5 SELEÇÃO POR INTRODUÇÃO, CONCLUSÃO E RESULTADOS

Nesta etapa, os artigos passaram pela avaliação da introdução, conclusão e resultados. Foi obtido os seguintes resultados ilustrados na Tabela 5:

Tabela 5 - Quantidade de artigos selecionados por base após a leitura da introdução, conclusão e resultados

Base	Quantidade
IEEE	12
Scopus	6
Springer	3
PubMed	7
PMC	16
ACM	0
Total	44

Fonte: O Autor (2021).

3.6 LEITURA COMPLETA E APLICAÇÃO DOS CRITÉRIOS DE QUALIDADE

Nesta etapa, foi realizada a seleção dos artigos após a leitura completa. Foi obtido os seguintes resultados ilustrados na Tabela 6:

Tabela 6 - Quantidade de artigos selecionados por base após a leitura completa dos artigos

Base	Quantidade
IEEE	10
Scopus	5
Springer	2
PubMed	6
PMC	11
ACM	0
Total	34

Fonte: O Autor (2021).

Após a leitura completa dos artigos, foi construído critérios que permitiram qualificar os estudos identificados e quantificar a relevância das pesquisas de forma a se obter uma pontuação que classifica os estudos ao final da RSL. A Tabela 7 ilustra os tópicos avaliados nos artigos selecionados após a leitura completa, onde para cada tópico, o artigo recebe uma pontuação de acordo com a resposta das respectivas perguntas. Se a pergunta for respondida de forma completa recebe pontuação S (Sim) equivalente a nota 1, N (Não) equivalente a nota 0.

Tabela 7 - Critérios de avaliação de qualidade

#	Critério	Respostas
1	Explica as razões que motivaram o estudo?	S=1, N=0
2	O estudo é baseado em pesquisa ou experiência do autor?	S=1, N=0
3	Os autores deixam claro qual é o objetivo do estudo?	S=1, N=0
4	A abordagem proposta está claramente descrita?	S=1, N=0
5	O contexto da pesquisa está claramente descrito?	S=1, N=0
6	Há uma discussão sobre os resultados obtidos?	S=1, N=0
7	As limitações do estudo estão claramente descritas?	S=1, N=0
8	Problemas em aberto estão claramente apresentados?	S=1, N=0
9	Há informações suficientes para se replicar o estudo?	S=1, N=0
10	Responde à questão de Controle a) descrita na Tabela 1?	S=1, N=0
11	Responde à questão de Controle b) descrita na Tabela 1?	S=1, N=0
12	Responde à questão de Controle c) descrita na Tabela 1?	S=1, N=0
13	Responde à questão de Controle d) descrita na Tabela 1?	S=1, N=0

Fonte: O Autor (2021).

Esclarecido os critérios de qualidade, cada artigo foi avaliado. Os artigos que obtiveram no mínimo 70% da pontuação máxima, conforme listagem de pontuação da Tabela 7, foram selecionados para formar a base da RSL. Os seguintes resultados foram obtidos na Tabela 8.

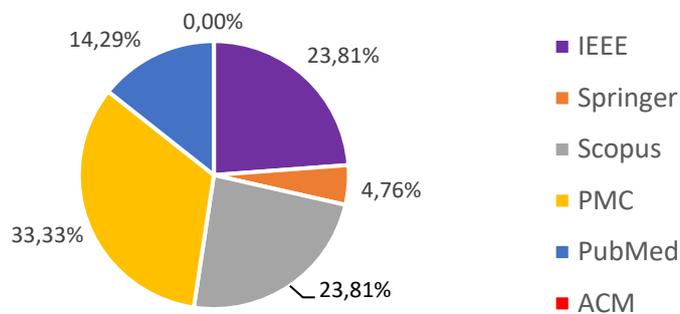
Tabela 8 - Quantidade de artigos selecionados por base após a avaliação dos critérios de qualidade

Base	Quantidade
IEEE	5
Scopus	5
Springer	1
PubMed	3
PMC	7
ACM	0
Total	21

Fonte: O Autor (2021).

A Figura 21 ilustra a distribuição dos artigos selecionados por base após a implementação dos critérios de qualidade.

Figura 21 - Gráfico referente a distribuição dos artigos após aplicação dos critérios de qualidade

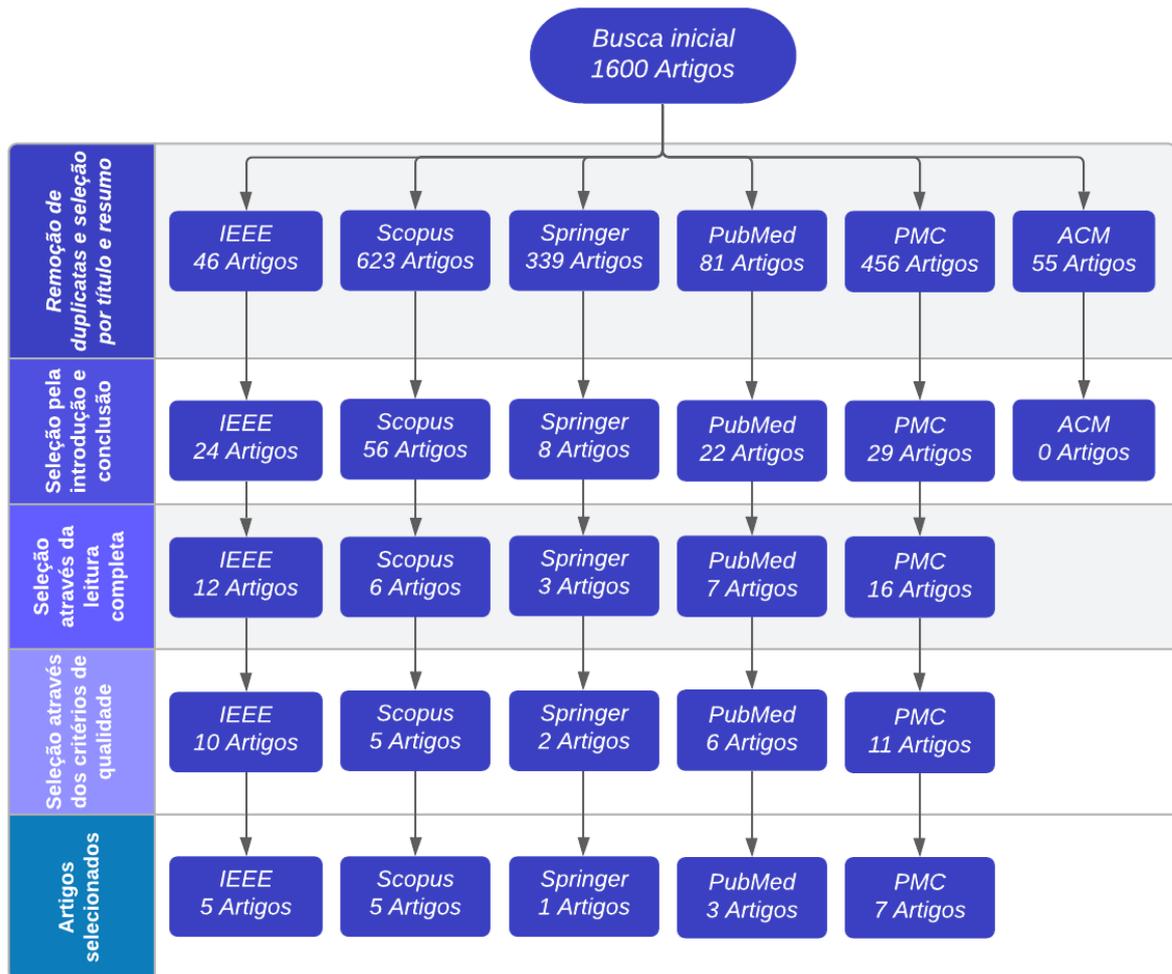


Fonte: O Autor (2021).

É possível observar que as bases de artigos genéricas tiveram redução significativa como a Springer e Scopus. As bases de dados que foram obtidos resultados mais significativos e importantes para a RSL foram a IEEE e a PMC, que representam respectivamente a principal base para pesquisas relacionadas a engenharia elétrica e pesquisas voltadas ao campo da saúde.

O Figura 22 abaixo ilustra de forma resumida todos os passos e resultados obtidos na seleção dos artigos para a RSL.

Figura 22 – Etapas da RSL



Fonte: O Autor (2021).

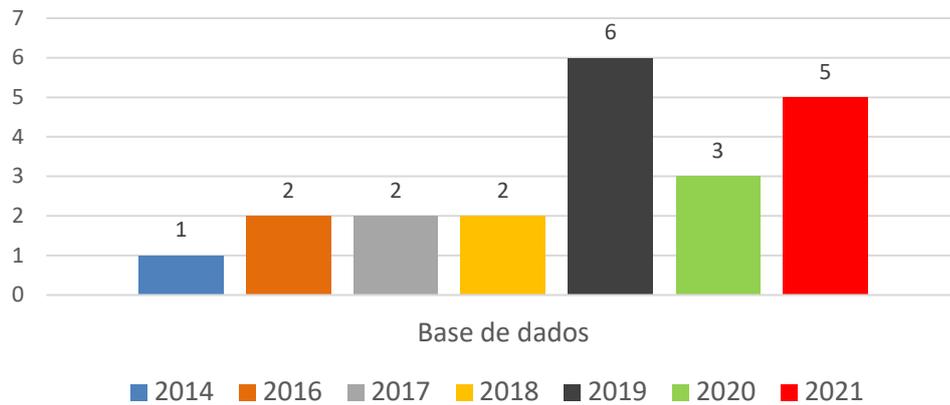
3.7 EXTRAÇÃO DOS DADOS

As seguintes características foram extraídas dos artigos selecionados:

- Ano da publicação;
- Metodologia de aquisição dos sinais vitais (frequência cardíaca, frequência respiratória, temperatura, saturação sanguínea de oxigênio e pressão arterial);
- Autonomia da etiqueta NFC (passivo ou semi-passivo).

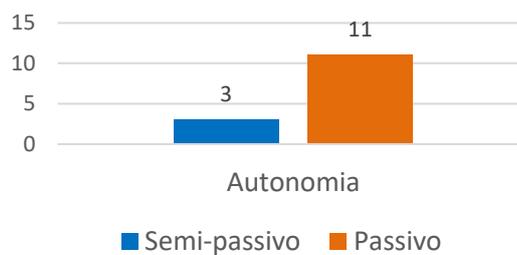
A Figura 23 ilustra a distribuição dos 21 artigos selecionados pela RSL ao longo de 10 anos (2011-2021). É possível observar que houve um crescimento significativo ao longo dos anos em pesquisas que envolvem dispositivos biomédicos vestíveis habilitados com a tecnologia NFC capazes de medir sinais vitais.

Figura 23 - Distribuição da quantidade de artigos ao longo dos anos



Fonte: O Autor (2021).

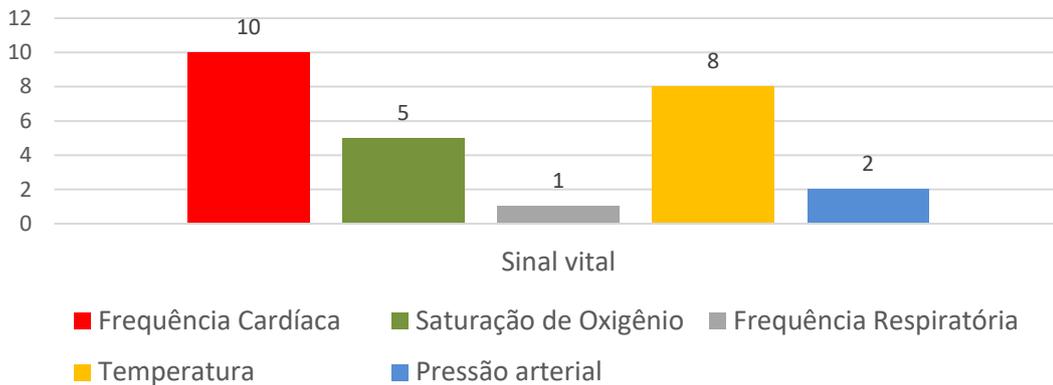
Dentre os 21 artigos selecionados, 14 artigos se enquadram na categoria de *paper* que descrevem protótipos desenvolvidos em suas pesquisas e 7 artigos na categoria de *review*. Através dos 14 *papers*, identificou-se 11 trabalhos que descrevem protótipos acoplados com etiquetas NFC passivas (dispositivos isentos de baterias e energizados pela indução eletromagnética promovida pelo leitor NFC) e 3 trabalhos com etiquetas NFC semi-passivas (alimentados por baterias) (ver Figura 24).

Figura 24 - Distribuição da quantidade de artigos conforme a autonomia de funcionamento do dispositivo relatado nos *papers*

Fonte: O Autor (2021).

A Figura 25 exhibe a quantidade de vezes que cada sinal vital é explorado pelos 14 *papers*. É possível observar que os sinais vitais mais abordados pelos *papers* foram a frequência cardíaca, adquirida através de sinais de PPG ou ECG, em seguida a temperatura corporal do indivíduo e saturação de oxigênio. Os sinais vitais que obtiveram menor abordagem nas pesquisas foram a frequência respiratória e a pressão arterial.

Figura 25 – Distribuição da quantidade de vezes que os sinais vitais são adquiridos pelos 14 *papers*



Fonte: O Autor (2021).

3.8 DISCUSSÃO

Após a extração dos dados estatísticos dos 21 artigos, foi possível concluir importantes aspectos sobre a principais pesquisas voltadas ao tema deste trabalho.

Nos últimos 10 anos, conforme a Figura 23, as principais pesquisas relacionadas a aquisição de sinais vitais do ser humano, que envolve a tecnologia NFC, vem crescendo gradativamente a partir do ano de 2014, atingindo o número maior de publicações em 2019. Estudos da arte realizados por (PARK *et al.*, 2019; LIANG; YUAN, 2016; CHANDRASEKAR; DUTTA, 2021), demonstram comparações pertinentes sobre as características de cada tecnologia citada (Bluetooth, WiFi, ZigBee, RFID e NFC), como por exemplo consumo de energia, taxa de transmissão de dados, alcance, custo e suas aplicações à saúde. Conclui-se então que nenhuma tecnologia é superior a outra, e sim estudos aprofundados são necessários para decidir qual tecnologia melhor se adapta a aplicação desejada. Um dos principais fatores que contribuem para o crescimento significativo desses dispositivos é a variedade, usabilidade, acessibilidade e evolução tecnológica dos dispositivos móveis ou *smartphones*. A medida em que os recursos de *hardware* e *software* dos *smartphones* evoluem, as aplicações de dispositivos biomédicos vestíveis se tornam mais atraentes e populares, pois os *smartphones* se tornaram o principal intermediário entre a tecnologia dos sistemas embarcados dedicados e o compartilhamento de dados presente na internet. Desta forma, os *smartphones* ou *tablets* se tornaram um dos principais protagonistas em sistemas chamados de WMMMS (*Wearable Mobile Medical Monitoring Systems*) ou WSN (*Wireless Sensing Networks*) (LIANG; YUAN, 2016).

As aplicações que as tecnologias vestíveis propõem para o monitoramento de sinais vitais, os recentes avanços da eletrônica de baixo-consumo e a potencial contribuição desses

dispositivos inteligentes na telemedicina se tornaram necessidades emergenciais durante o período da pandemia provocado pelo COVID-19. Uma revisão da literatura realizado pelo (SILVA; TAVAKOLI, 2020) aborda diversos dispositivos vestíveis utilizando protocolos de comunicação distintos (incluindo o NFC) para o monitoramento dos principais indicadores sintomáticos do COVID-19, como frequência cardíaca e respiratória, temperatura e a saturação sanguínea de oxigênio. Além disso o autor propõe implementações de topologias para sistemas IoMT (*Internet of Medical Things*) dedicados para atender demandas e emergências médicas, onde os pacientes em seus domicílios podem ser monitorados remotamente pelos profissionais da saúde.

No caso dos dispositivos de baixo consumo e vestíveis, a tecnologia NFC apresenta avanços significativos em aplicações à saúde. Pesquisas realizadas por (KIM *et al.*, 2016; KANG *et al.*, 2021a; KANG *et al.*, 2021b; KIM *et al.*, 2017) apresentam dispositivos com etiquetas NFC passivas, flexíveis, extensíveis capazes de suportar tensões mecânicas sem danos irreversíveis ao protótipo e adquirir parâmetros vitais do paciente como saturação de oxigênio ou frequência cardíaca através de um *smartphone*. Por meio de uma revisão da literatura, (STUART *et al.*, 2021) cita dispositivos isentos de baterias para aquisição de sinais vitais, onde inclui o NFC como meio de comunicação e alimentação simultânea para dispositivos vestíveis ou implantáveis. Alguns dispositivos são fixos sob a pele do indivíduo sem limitar movimentos, semelhante a tatuagens. A capacidade de compactação dos dispositivos NFC (chips e antenas), consumo energético e eficiência na captação de energia no ambiente externo, torna as aplicações do NFC atraentes pelos pesquisadores e pela sociedade, devido a facilidade, conforto e usabilidade no monitoramento da saúde do indivíduo.

A Figura 24 exibe a distribuição dos 14 *papers* de acordo com a autonomia do dispositivo desenvolvido nesses estudos. Observa-se que a maioria dos dispositivos descritos possuem etiquetas NFC passivas, ou seja, o equipamento é isento de bateria. Através da indução magnética provocada pela comunicação NFC, o dispositivo coleta a energia presente nesses campos ressonantes e alimentam o próprio equipamento. Segundo (LAZARO *et al.*, 2018), os chamados “*green electronics*” solucionam problemas ambientais severos, como o mal uso e descarte inadequado de baterias presentes em dispositivos eletrônicos que afetam o meio-ambiente até os dias atuais. Além disso, a possibilidade de desenvolver um sistema que meça parâmetros biológicos sem bateria torna a sua utilização conveniente para o usuário, pelo fato da não-obrigatoriedade de portar, trocar ou carregar baterias, tornando sistemas cada vez mais miniaturizados ao ponto de serem implantados em seres-vivos (STUART *et al.*, 2021). (LAZARO *et al.*, 2018) também apresenta um estado da arte de diversos chips NFC aplicados à saúde, aplicações desta tecnologia em dispositivos vestíveis, principais desafios e limitações

da atualidade. É descrito de forma comparativa as principais características elétricas de cada chip NFC, como a potência máxima fornecida durante a conversão da energia armazenada nos campos ressonantes em potência elétrica útil para alimentação de sistemas de baixo consumo, estudos e propostas de *design* de antenas para transferência de dados e energia de forma ótima, principais tendências de mercado e desenvolvimento em pesquisas que utilizam a tecnologia NFC em soluções IoT.

A Figura 25 exibe a distribuição da quantidade de vezes que o respectivo sinal vital foi abordado pelos 14 *papers*. É possível observar que os sinais vitais mais citados são frequência cardíaca, saturação de oxigênio e temperatura. Segundo (ROSA *et al.*, 2019), o número de doenças cardíacas ainda é uma das causas de morte mundial, portanto o monitoramento constante da frequência cardíaca é uma preocupação geral nas pesquisas para identificação de arritmias ou outras disfunções cardíacas.

Além disso, os avanços da eletrônica de baixo consumo induz a integralização de diversos sensores biomédicos em um mesmo dispositivo, tornando-os dispositivos multiparamétricos e multifuncionais, como descrito no trabalho de (CHUNG *et al.*, 2019; JEONG *et al.*, 2019). Pode-se notar também que apenas 3 artigos comentam sobre a aquisição da pressão arterial ou a frequência respiratória, pois a aquisição dos parâmetros necessários para um cálculo eficaz desses sinais vitais não é trivial de serem computados ou adquiridos.

(JARA *et al.*, 2014) propõe um dispositivo que conectado a diversos equipamentos comerciais munido de acessórios médicos convencionais, adquire frequência cardíaca, saturação de oxigênio e pressão arterial do indivíduo por meio de um *smartphone* habilitado com a tecnologia NFC. No estudo realizado por (CHUNG *et al.*, 2019), é apresentado a maior diversidade de sinais vitais dentro do escopo desta RSL, onde é ilustrado um dispositivo multiparamétrico, que através dos sinais ECG e PPG, é capaz de estimar a pressão arterial sistólica (SBP), frequência cardíaca e respiratória, temperatura e saturação sanguínea de oxigênio de recém-nascidos de forma não-invasiva, sem fio, isento de baterias, vestível e automática.

Dentre as aplicações dos dispositivos vestíveis na saúde e no acompanhamento do bem-estar do paciente podemos listar, através da Tabela 9, os *papers* e seus respectivos sinais vitais disponibilizados em seus trabalhos e a categoria do sensor utilizado para a obtenção de tais parâmetros fisiológicos.

Tabela 9 - Relação dos *papers* apresentados na RSL atribuídos aos sinais vitais explorados e modalidades de sensores

SINAIS VITAIS	SENSOR	AUTORES
Frequência cardíaca	Elétrico (ECG)	(ROSA <i>et al.</i> , 2019) (LEE <i>et al.</i> , 2018) (CHEN <i>et al.</i> , 2019) (ZULQARNAIN <i>et al.</i> , 2020) (JEONG <i>et al.</i> , 2019) (JARA <i>et al.</i> , 2014) (CHUNG <i>et al.</i> , 2019)
	Ótico (PPG)	(KIM <i>et al.</i> , 2017) (KIM <i>et al.</i> , 2016) (KANG <i>et al.</i> , 2021b)
Saturação de Oxigênio	Ótico (PPG)	(JEONG <i>et al.</i> , 2019) (JARA <i>et al.</i> , 2014) (CHUNG <i>et al.</i> , 2019) (KIM <i>et al.</i> , 2016) (KIM <i>et al.</i> , 2017)
Temperatura	Termistor	(ROSA <i>et al.</i> , 2019) (CHO <i>et al.</i> , 2019) (JEONG <i>et al.</i> , 2017) (JEONG <i>et al.</i> , 2019) (VICENTE <i>et al.</i> , 2020) (CHUNG <i>et al.</i> , 2019) (KANG <i>et al.</i> , 2021b) (ESCOBEDO <i>et al.</i> , 2021)
Pressão arterial	Ótico, Elétrico e Outros	(JARA <i>et al.</i> , 2014) (CHUNG <i>et al.</i> , 2019)
Frequência respiratória	Ótico	(CHUNG <i>et al.</i> , 2019)

Fonte: O Autor (2021).

3.9 PROPOSTA DE SOLUÇÃO

Após o estudo das principais pesquisas relacionadas aos dispositivos vestíveis habilitados com a tecnologia NFC capazes de monitorar sinais vitais, verificou-se que um dos grandes desafios da atualidade é o desenvolvimento de dispositivos vestíveis multiparamétricos capazes

de monitorar diversos sinais vitais de forma automática, simultânea, não-invasiva e fornecer um histórico desses parâmetros biomédicos ao longo do tempo. Uma proposta de solução para esse desafio é o desenvolvimento de dispositivos de baixo consumo, vestíveis (em formato de bracelete) munidos de etiquetas NFC passiva ou semi-passiva capazes de monitorar os principais sinais vitais do usuário (frequência cardíaca, saturação de oxigênio no sangue, temperatura periférica e pressão sanguínea). Por fim, através de um *smartphone*, permita-se comunicar com o dispositivo via NFC e prover um *data log* para monitoração dos sinais vitais. É uma solução que reflete diretamente no monitoramento de pacientes em hospitais e *homecare*, pois diversos profissionais da saúde necessitam de um acompanhamento integral do paciente no período de internação ou em domicílio para auxílio rápido no diagnóstico, prevenção de doenças ou acompanhamento da evolução de doenças. Além disso, equipamentos ou sistemas, que possuem tais funcionalidades aplicadas à telemedicina, tornaram-se demandas urgentes devido a pandemia causada pela COVID-19 (BOKOLO, 2020; GAO *et al.*, 2020; MOORE *et al.*, 2020, SILVA; TAVAKOLI, 2020; LUKAS *et al.*, 2020).

4 METODOLOGIA

Neste capítulo é apresentado os elementos de *hardware* que constitui os dois protótipos desenvolvidos, rotinas implementadas em *firmware*, dois aplicativos para *smartphone* e protocolos de coleta dos dados com voluntários para validação dos dados adquiridos e avaliação do sistema desenvolvido, mediante a aprovação do comitê de ética em pesquisa envolvendo seres humanos (CAAE: 45209121.2.0000.5208).

4.1 HARDWARE

O sistema proposto é constituído por três entidades, onde a primeira, representada pelo protótipo vestível (composto por componentes eletrônicos e mecânicos), é responsável em adquirir os sinais vitais do usuário. A segunda, representada por um *smartphone* em plataforma Android, é responsável por se comunicar com o protótipo via NFC. A terceira é representada pelo banco de dados em nuvem responsável por armazenar virtualmente os sinais vitais do usuário.

A Figura 26 ilustra um diagrama de blocos simplificado das partes que compõe o sistema idealizado. Os protótipos desenvolvidos (delimitado em cor laranja) são constituídos de seis módulos:

- a) Um Módulo Sensor Óptico (MSO), responsável em adquirir os sinais de PPG;
- b) Um Módulo Sensor Térmico (MST), responsável em adquirir a temperatura periférica;
- c) Um Módulo Sensor de ECG (MSECG), responsável em adquirir o ECG;
- d) Um Módulo Central de Processamento (MCP) como a unidade central de processamento;
- e) Um Módulo NFC (MNFC), responsável em realizar a comunicação entre o protótipo e o *smartphone*;
- f) Um Módulo de Alimentação (MA) responsável em alimentar o protótipo (o tipo de alimentação pode variar entre duas versões dos protótipos desenvolvidos com etiquetas NFC passiva ou semi-passiva).

Dois tipos de protótipos foram concebidos, onde o primeiro foi intitulado de “protótipo passivo” (utiliza uma etiqueta NFC passiva) e o segundo intitulado de “protótipo semi-passivo” (utiliza uma etiqueta NFC semi-passiva). A Tabela 10 ilustra as principais características dos protótipos.

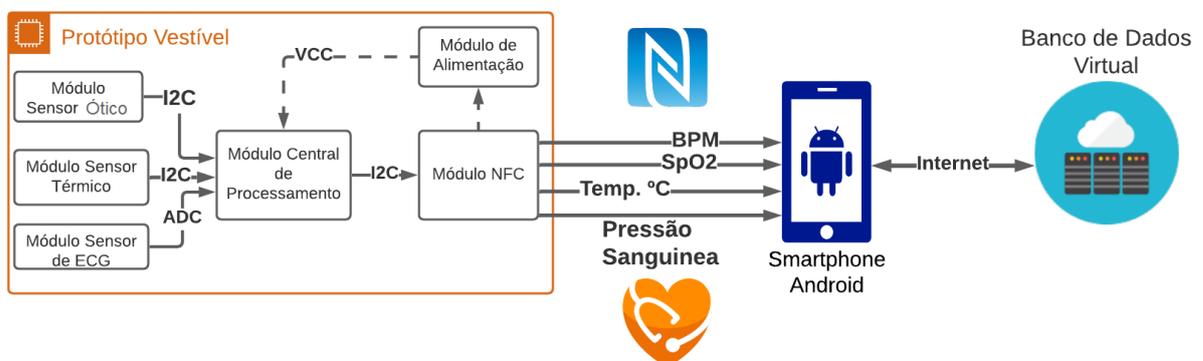
Tabela 10 – Características dos protótipos passivo e semi-passivo

Protótipo passivo	Protótipo semi-passivo
Isento de baterias;	Alimentado por uma bateria;
Capaz de alimentar o protótipo através da comunicação NFC;	Capaz de transferir dados para o <i>smartphone</i> via NFC;
Capaz de transferir dados para o <i>smartphone</i> via NFC;	Disponibiliza a funcionalidade de pré-calibração em conjunto com o <i>smartphone</i> ;
O MA é representado pelo MNFC, em que a potência elétrica útil é fornecida pelo MNFC.	O MA é representado por uma bateria.

Fonte: O Autor (2021).

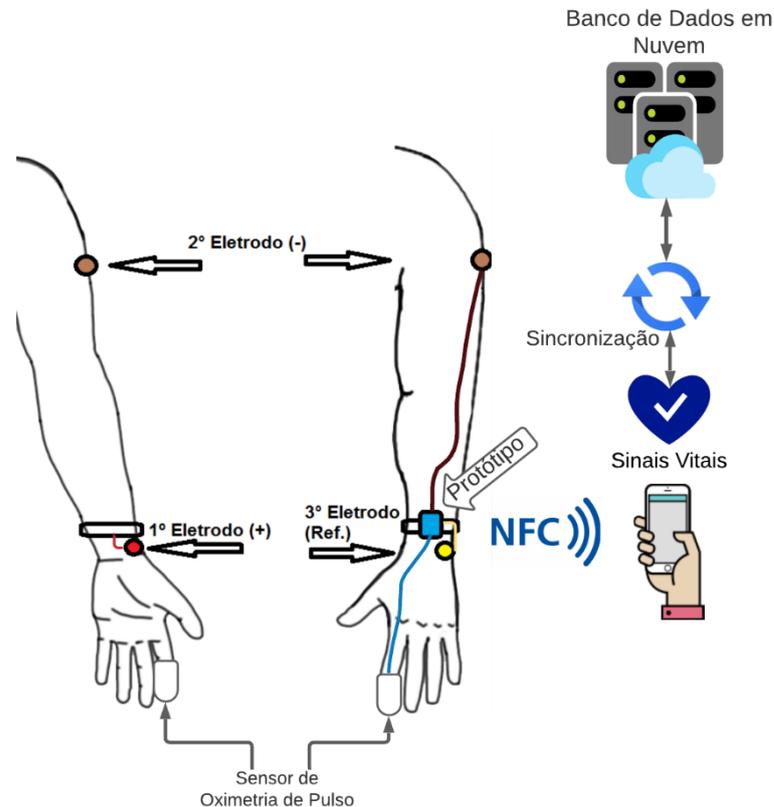
O protótipo vestível passivo ou semi-passivo, ao ser devidamente posicionado no pulso esquerdo e em seguida acionado, o MCP adquire os sinais de PPG através do MSO, o ECG através do MSEC e a temperatura periférica através do MST. Após o processamento digital desses sinais, são obtidos a frequência cardíaca em batimento por minuto (BPM), saturação sanguínea de oxigênio (SpO2), temperatura periférica e pressão arterial. Em seguida, os valores dos sinais vitais são repassados para o MNFC. O *smartphone* (representado em azul na Figura 26), através dos aplicativos desenvolvidos, é capaz de adquirir os sinais vitais, exibindo-os na tela no *smartphone* ou armazenando-os num banco de dados em nuvem por meio da internet (via WiFi ou rede móvel). A Figura 27 ilustra de forma aproximada o posicionamento do protótipo no usuário e a topologia idealizada neste trabalho.

Figura 26 - Diagrama de blocos da topologia implementada pelo sistema de monitoramento de sinais vitais via NFC



Fonte: O Autor (2021).

Figura 27 - Disposição do protótipo no corpo do usuário e topologia do sistema proposto para o monitoramento de sinais vitais via NFC



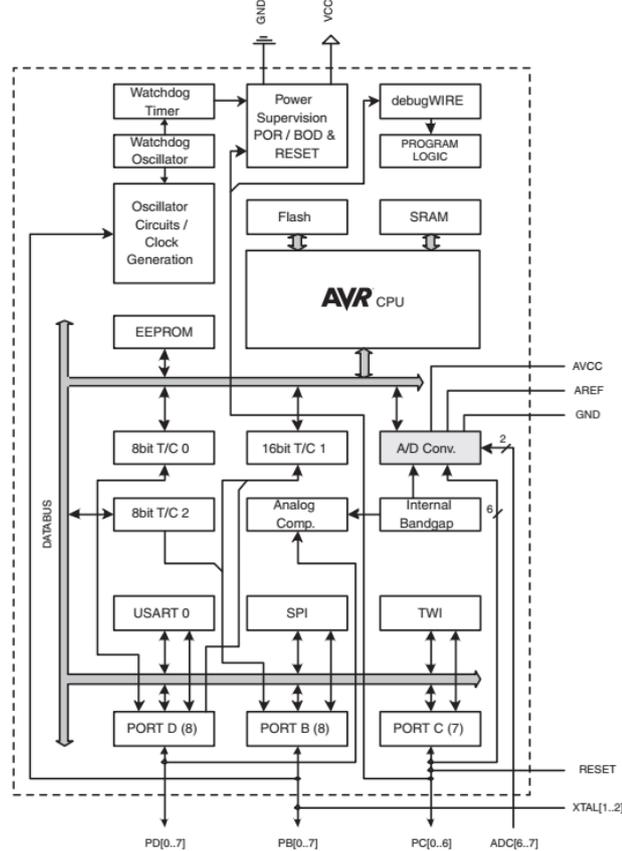
Fonte: O Autor (2021).

4.1.1 Módulo Central de Processamento (MCP)

A unidade central de processamento é o microcontrolador ATMEGA328P da Microchip (MICROCHIP, 2021a). Tal microcontrolador é comumente utilizado em processos de automação simples e baixo-custo. Porém, quando configurado de forma adequada, utilizando seus recursos de modos *low-power* e algoritmos eficientes com baixa complexidade computacional, sua utilidade pode ser estendida para processos ou sistema que demandam realização de procedimentos multitarefas, que exigem desempenho computacional em curto período de tempo e baixo consumo energético. O ATMEGA328P é um microcontrolador CMOS de 8 bits baseado em arquitetura RISC (*Reduced Instruction Set Computer*) com 32kB de memória Flash, 2kB de memória SRAM, 1kB de memória EEPROM, tensões de operação positivas entre 1,8V e 5,5V e *clocks* de operação que podem variar entre 1 MHz e 20 MHz. Constituído de periféricos dedicados às principais comunicações seriais como SPI, I2C e UART, possui um conversor Analógico-Digital de 10 bits de resolução com 8 canais multiplexados cuja taxa de amostragem máxima é de 15.000 amostras por segundo, recursos de interrupção interna ou externa, 6 níveis de modos *low-power*, um *timer* de 16 bits e dois de 8 bits, etc (MICROCHIP, 2021). Desta forma, tal microcontrolador atende todas as necessidades

de *hardware* demandas pelo projeto em questão. A Figura 28 ilustra o diagrama de blocos das partes principais que compõem o microcontrolador.

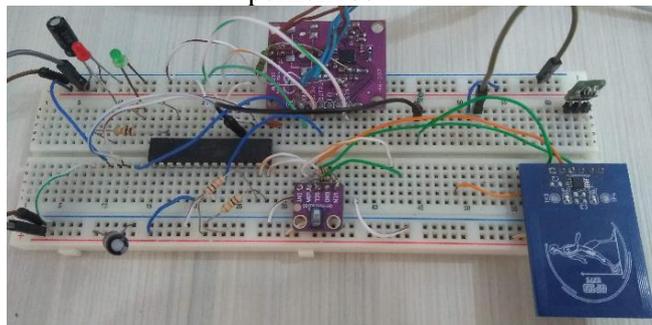
Figura 28 - Diagrama de blocos do ATMEGA328P



Fonte: Microchip (2021a).

Primeiramente, o MCP foi prototipado em uma *protoboard* para validação dos testes de alimentação e comunicação com outros módulos via comunicação I2C e conversão A/D dos sinais de ECG, conforme a Figura 29.

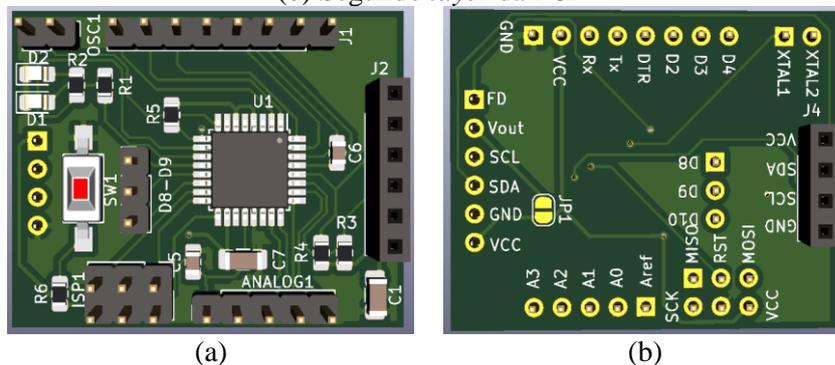
Figura 29 - MCP montado em protoboard durante testes de comunicação com outros módulos periféricos



Fonte: O Autor (2021).

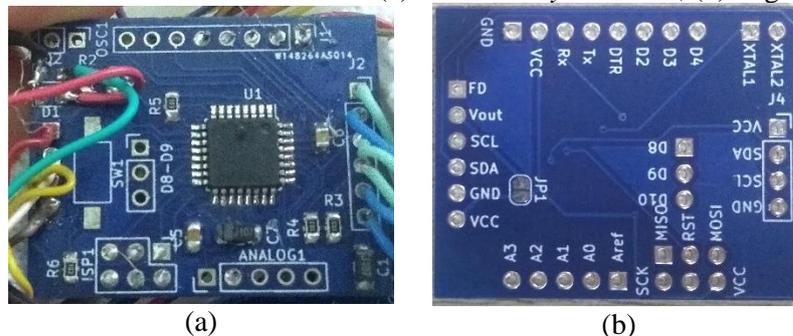
Validado os testes do MCP em *proto-board*, foi confeccionado uma PCI (Placa de Circuito Impresso) para montagem dos componentes SMD (*Surface Mounted Device*) que constituem o MCP. Essa placa é constituída pelo microcontrolador, LEDs para sinalização de *status*, pinagens de comunicação SPI, I2C, UART, GPIO (pinos de entradas/saída genéricos) e canais do conversor A/D para o acoplamento com os outros módulos que constitui o protótipo. O design 3D da PCI foi desenvolvido utilizando o software KiCad (KICAD, 2021), cujas dimensões são 35 mm x 28,6 mm x 1,6 mm, conforme a Figura 30 (a) e Figura 30 (b). Após a fabricação da PCI, o MCP foi montado conforme a Figura 31(a) e Figura 31 (b).

Figura 30 - Design 3D da PCI do MCP desenvolvido no software KiCad. (a) Primeiro *layer* da PCI; (b) Segundo *layer* da PCI



Fonte: O Autor (2021).

Figura 31 - PCI do MCP fabricada e montada. (a) Primeiro *layer* da PCI; (b) Segundo *layer* da PCI



Fonte: O Autor (2021).

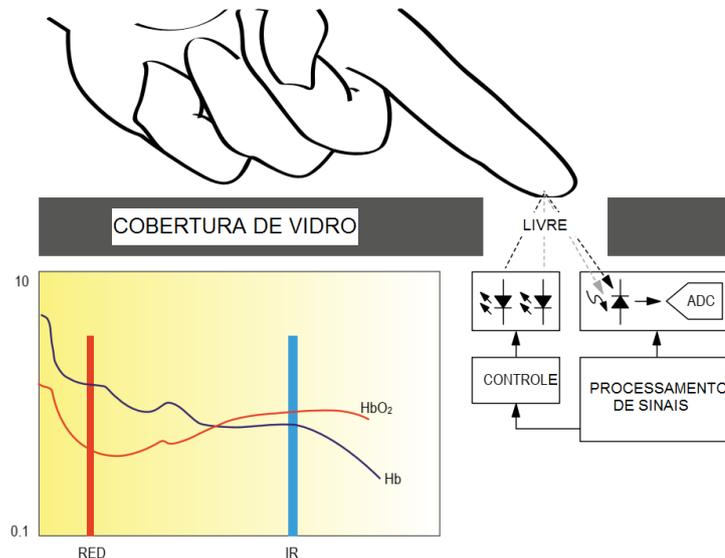
4.1.2 Módulo Sensor Ótico (MSO)

O dispositivo adotado para realizar a captura dos sinais de PPG do indivíduo foi o MAX30100 da Maxim Integrated (MAXIM INTEGRATED, 2021b). O MAX30100 é um sensor de baixo-custo, constituído de dispositivos optoeletrônicos (dois LEDs, vermelho e infravermelho, com comprimentos de onda de 660nm e 880nm respectivamente e um fotodetector) e um *front-end* analógico de alta performance. Tal chip utiliza a técnica de PPG por reflexão para aplicações em dispositivos vestíveis de baixo consumo energético. A tensão

de operação se situa entre 1,8V e 3,3V, o dispositivo pode ser devidamente configurado por meio da comunicação I2C como ajuste da potência dos LEDs, comprimento dos pulsos PWM, resolução da conversão A/D com possíveis valores entre 13 e 16 bits, taxa de amostragem com possíveis valores entre 50 e 1.000 amostras por segundo. Tais parâmetros são configurados de acordo com as necessidades e tolerâncias da aplicação. A Figura 32 ilustra um diagrama de blocos do sistema embarcado no chip, onde o controle dos LEDs é estabelecido pelo microcontrolador e através da técnica de PPG por reflexão, o MAX30100 digitaliza (através do conversor A/D interno) os sinais luminosos absorvidos pelo fotodetector e fornece os dados digitalizados de PPG para o microcontrolador. O microcontrolador é incumbido de adquirir e processar os dados digitalmente para a aquisição da frequência cardíaca e SpO₂.

A configuração do MAX30100 deve ser bem definida para que atenda às necessidades e tolerâncias de resolução e consumo energético da aplicação na captura do PPG. Os dados de PPG são obtidos através de buffers FIFO (*First In First Out*) que podem ser armazenados até 16 leituras, onde cada amostra possui o tamanho de 4 bytes. Os 2 primeiros bytes são representados pela leitura do PPG proveniente da captura dos feixes luminosos na faixa do infravermelho e os últimos 2 bytes representam a captura dos feixes na faixa do vermelho.

Figura 32 - Diagrama de blocos do sistema que constitui o MAX30100

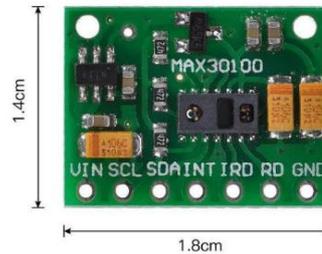


Fonte: Maxim Integrated (2021b).

Os dispositivos optoeletrônicos para oximetria pulso por reflexão mais modernos pertencentes à família do MAX3010x podem ser encontrados no mercado como o MAX30102 ou MAX30105, porém estes demandam custos energéticos superiores ao MAX30100 (ALEIXO *et al.*, 2019). Desta forma, deu-se prioridade ao uso do MAX30100 por satisfazer a tolerância do projeto e possuir o menor consumo em relação aos seus sucessores. A Figura 33

ilustra um módulo sensor MAX30100 utilizado neste trabalho, cujas dimensões são de 14 mm x 18 mm.

Figura 33 - Módulo sensor MAX30100



Fonte: < <https://www.casadarobotica.com/sensores-modulos/sensores/outros/sensor-frequencia-cardiaca-max30100-oximetro>>.

Conforme citado no tópico 2.2.2, os artefatos de movimento, interferências óticas ou mal posicionamento do sensor de oximetria de pulso pode acarretar erros de leituras do PPG. Durante a etapa de construção do *hardware*, tornou-se necessária a utilização de um suporte mecânico para o posicionamento adequado do módulo sensor MAX30100. Tal suporte mecânico é comumente utilizado em equipamentos médico-hospitalares em formato de dedais, que em conjunto com arranjo de molas, fornece maior segurança mecânica do dispositivo optoeletrônico no dedo do paciente, reduzindo os riscos de mal posicionamento, artefatos de movimento e interferências óticas provocadas pelo meio externo. Os dedais foram adquiridos e adaptados às necessidades físicas do projeto para o funcionamento adequado de captura do PPG pelo MAX30100, dando forma ao MSO conforme a Figura 34(a). O MAX30100 foi posicionado na parte inferior do dedal conforme a Figura 34(b) e o usuário, ao encaixar o dedo no interior do dedal de plástico, o sensor permanece em contato com a parte macia do dedo, conforme a Figura 34(c). Dois pares de cabos saem do MSO que responsáveis em estabelecer comunicação I2C com o MCP.

Figura 34 - (a) Dedal adaptado para suporte e proteção do módulo sensor MAX30100. (b) Parte interior do dedal onde o sensor foi posicionado (c) Ilustração de posicionamento do MSO no dedo de um voluntário



(a)



(b)



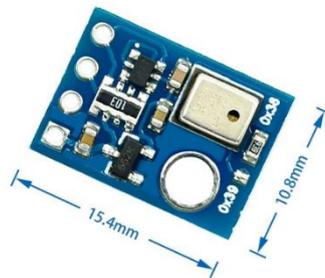
(c)

Fonte: O Autor (2021).

4.1.3 Módulo Sensor Térmico (MST)

O dispositivo adotado para realizar a captura dos sinais de temperatura periférica foi o AHT10 (ASAIR, 2021). O AHT10 é um sensor de temperatura e umidade de baixo-custo e consumo energético, cuja precisão é de $\pm 0,3$ °C, intervalo de operação entre -40 a 85 °C, tensão de operação entre 1,8 e 3,6 V e interface de comunicação serial I2C. Suas principais aplicações estão situadas no automobilismo, controles automáticos, regulação de temperatura e umidade em ambientes domésticos e médicos. A Figura 35 ilustra o MST utilizado neste trabalho para a aferição da temperatura periférica no pulso, cujas dimensões são 15,4 mm x 10,8 mm.

Figura 35 - Módulo sensor AHT10



Fonte: < https://www.msseletronica.com.br/detalhes/sensor-de-temperatura-e-umidade-digital-alta-precisao-i2c-aht10_pid1473.html>.

4.1.4 Módulo Sensor de ECG (MSECG)

Neste trabalho a aquisição do sinal de ECG é uma peça-chave a estimação da pressão arterial. Diversos artigos explorados nas revisões de (SHARMA *et al.*, 2017) e (ELGENDI *et al.*, 2019) expõem a necessidade da aquisição dos sinais de ECG e especificamente o complexo QRS. Desta forma, o condicionamento e processamento analógico prévio dos sinais de ECG é de extrema importância para que os dados analógicos sejam convertidos digitalmente pelo microcontrolador sem perdas significativas da morfologia do sinal de ECG. A construção do MSECG foi baseada em três premissas:

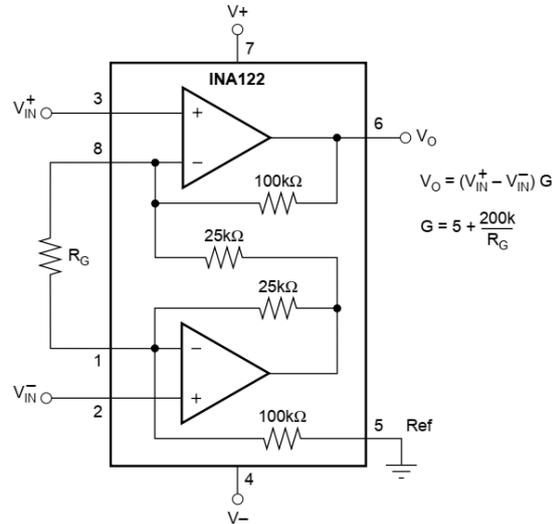
- a) O circuito analógico deve ser projetado para que atenda às tensões fornecidas pela alimentação, tensões positivas entre 2,5 V e 4,2 V e que tenha o consumo de corrente com ordens de grandeza de microampères para otimização do consumo energético;
- b) O condicionamento analógico prévio do ECG serve para garantir que a morfologia do complexo QRS no domínio do tempo esteja visivelmente detectável e que o pico da onda R tenha pelo menos uma amplitude de 0,5 V acima da base do complexo QRS. Desta forma, os algoritmos executados pela unidade central de processamento possam se restringir a procedimentos de baixa complexidade computacional que atendam as configurações de baixo-consumo;
- c) As disposições dos eletrodos no corpo do usuário devem ser distribuídas da maneira menos incomoda e/ou quase nula interação do indivíduo para a captura do sinal de ECG.

Baseado na primeira premissa, o circuito de condicionamento foi projetado utilizando dois chips distintos, um amplificador de instrumentação e quatro amplificadores operacionais num mesmo encapsulamento.

- a) **Amplificador de Instrumentação:** O amplificador de instrumentação utilizado neste projeto foi o INA122 da Texas Instruments (TEXAS INSTRUMENTS, 2021). Este é um amplificador de instrumentação de precisão, aquisição de sinal com baixo ruído diferencial, pode ser operado com tensão unipolar entre 2,2V e 36V, corrente quiescente de 60 uA. Através de apenas um resistor de ganho (R_g), o ganho (G) pode ser ajustado entre 5V/V e 10.000V/V. O chip possui saída *rail-to-rail* e CMR (Rejeição de Modo Comum) aproximadamente de 80 dB para a faixa de frequência utilizada. As características presentes no INA122, torna-o útil para ampliações de sinais fisiológicos como ECG, EMG (Eletromiografia) ou EEG (Eletroencefalografia) em aplicações portáteis. A Figura 36 ilustra o diagrama de blocos do INA122 assim como sua fórmula de ganho;
- b) **Amplificador Operacional:** O amplificador operacional utilizado neste projeto foi o MCP6004 da Microchip (MICROCHIP, 2021b). Este chip é constituído de 4 amplificadores operacionais da família de amplificadores MCP6001/2/4 confeccionado para usos gerais, principalmente em equipamentos portáteis e sistemas alimentados a bateria. Essa família de amplificadores possui entradas/saídas *rail-to-rail*, largura de banda de 1MHz, tensão de operação entre 1,8 e 6,0V e corrente quiescente de 100 uA. Devido a essas características, o MCP6004 foi escolhido para a construção de três filtros analógicos ativos e um buffer responsável por criar uma referência virtual ou terra-

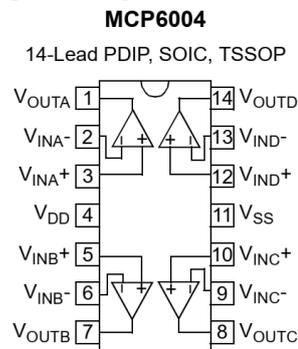
virtual no desenvolvimento do circuito de condicionamento do ECG. A Figura 37 ilustra o diagrama de portas do MCP6004.

Figura 36 - Diagrama de blocos do INA122 e sua fórmula do ganho de amplificação



Fonte: Texas Instruments (2021).

Figura 37 - Diagrama de pinagem do MCP6004 assim como a disposição de seus 4 amplificadores operacionais de uso geral integrados num mesmo encapsulamento



Fonte: Microchip (2021b).

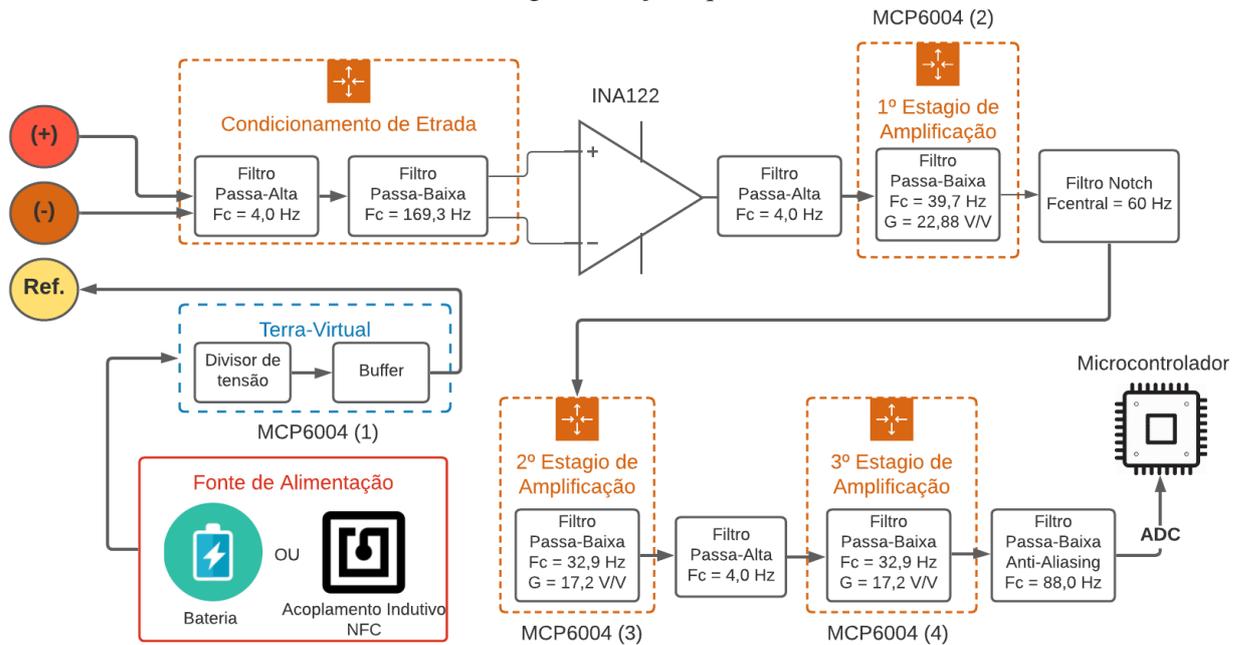
Em concordância com a segunda premissa e baseados em trabalhos realizados por (RICHARD; CHAN, 2010; PARENTE *et al.*, 2017; YAPICI; ALKHIDIR, 2017; VILLEGAS *et al.*, 2019), o circuito e filtros do MSECG foram projetados.

De acordo com a terceira premissa, a distribuição dos eletrodos no corpo do voluntário possui um impacto significativo quanto a usabilidade e conforto do usuário. Estudos presentes na literatura (ESCALONA *et al.*, 2017; LYNN *et al.*, 2013; VILLEGAS *et al.*, 2019; VIZCAYA *et al.*, 2019) demonstram possibilidades de se adquirir o ECG dispondo os eletrodos no braço esquerdo e pulso. Em determinadas configurações dos eletrodos, o SNR (Razão Sinal-

Ruído) pode variar, o que impacta na qualidade de detecção do complexo QRS pelo microcontrolador.

Através de cálculos, simulações e testes empíricos, a topologia do MSECG foi concebida em concordância com as premissas e tolerâncias do problema (ver Figura 38).

Figura 38 - Topologia do circuito do MSECG para aquisição do ECG através de 3 eletrodos distribuídos ao longo do braço esquerdo do usuário



Fonte: O Autor (2021).

Baseados na topologia ilustrada na Figura 38, os procedimentos adotados para o desenvolvimento do circuito de condicionamento do ECG são apresentados a seguir:

- a) **Disposição dos eletrodos:** O posicionamento dos eletrodos foi um dos parâmetros determinantes para a configuração, calibração dos ganhos e seletividade dos filtros em adquirir o complexo QRS, respeitando as três premissas previamente citadas. Baseado nos trabalhos de (VIZCAYA *et al.*, 2019; ESCALONA *et al.*, 2017; LYNN *et al.*, 2013), foi adotado o uso de 3 eletrodos tipo gel de Ag-Cl com derivação bipolar, onde o 1º Eletrodo (representado pela cor vermelha com sinal (+) na Figura 38) é posicionado no punho sob o osso do rádio próximo à artéria radial, o 2º Eletrodo (representado pela cor marrom com sinal (-) na Figura 38) é posicionado no braço esquerdo entre o deltoide e o músculo braquial e o 3º Eletrodo (representado pela cor amarela com sinal Ref. de referência na Figura 38) é posicionado acima da elevação óssea no punho esquerdo chamado de ulna. A Figura 27 ilustra de forma aproximada o posicionamento dos 3 eletrodos ao longo do braço esquerdo do usuário;

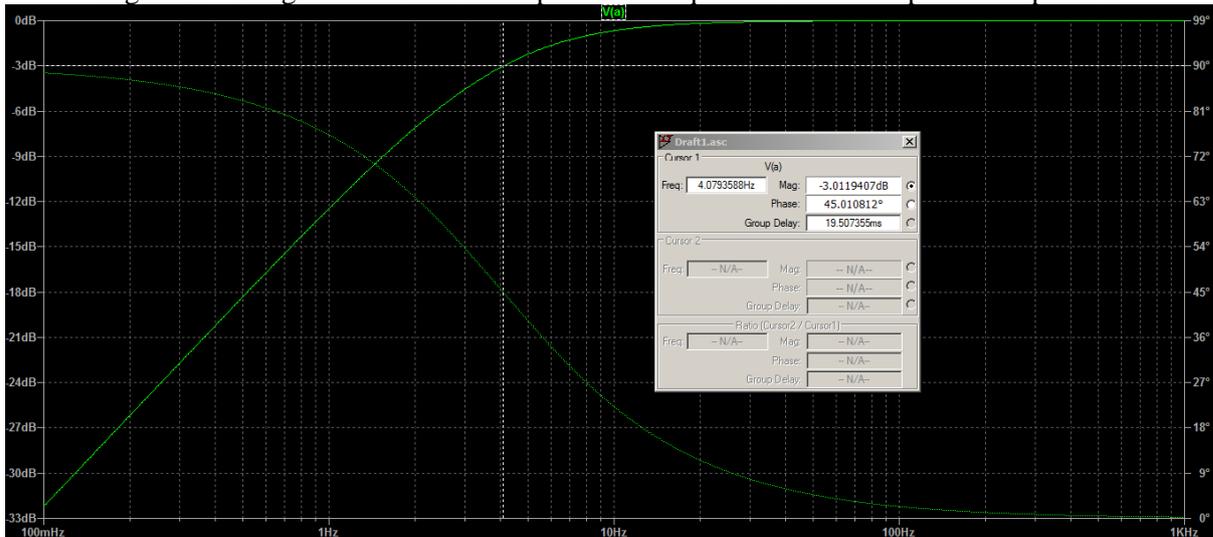
- b) **Terra-Virtual:** A construção de um terra-virtual ou referência virtual se tornou necessária, pois o sistema é alimentado por uma fonte de alimentação positiva e a entrada ADC do microcontrolador não tolera tensões negativas. Desta forma, foi utilizado um circuito divisor de tensão bufferizado, cuja tensão de referência virtual é igual a $V_{cc}/2$. Todos os filtros e amplificador de instrumentação foram interconectados ao terra-virtual, garantindo tensões de operação do sinal de ECG entre V_{cc} e GND compatíveis com a tensão de trabalho do ADC do microcontrolador;
- c) **Fonte de alimentação:** No protótipo semi-passivo, o circuito analógico é alimentado pela tensão V_{cc} da bateria em torno de 3,7V. No protótipo passivo, o circuito é alimentado através do MNFC que disponibiliza uma tensão contínua V_{cc} em torno de 2,6 V;
- d) **Condicionamento de entrada:** Antes dos sinais bioelétricos passarem pela amplificação do INA122, torna-se necessário uma filtragem previa desses sinais de ordem de microvolts e milivolts provenientes dos eletrodos. Através de um filtro passa-alta RC passivo com frequência de corte de 4,0 Hz, as componentes DC e componentes de baixas frequências, provenientes de fluidos corporais ou artefatos de movimento, são atenuadas a fim de evitar saturação após a amplificação pela INA122. Posteriormente, um filtro passa-baixa RC passivo (frequência de corte de aproximadamente 170 Hz) foi projetado para que componentes de alta frequência, provenientes de interferências eletromagnéticas, sejam atenuadas;
- e) **INA122:** Foi utilizado resistência de ganho $R_g = 1,5 \text{ k}\Omega$, logo o ganho do INA122 é cálculo por (TEXAS INSTRUMENTS, 2021):

$$G = 5 + \frac{200k}{R_g} \cong 138,3 \text{ V/V} . \quad (7)$$

Após a amplificação efetuada pelo INA122, foram projetadas três categorias de filtros. Dentre essas categorias, filtro passa-alta, passa-baixa e rejeita-faixa possuem suas respectivas características e resposta em frequência descritas a seguir:

Filtros passa-alta RC passivo: Após os estágios de amplificação ilustrado na Figura 38, foi implementado um tipo de filtro passa-alta passivo com frequência de corte situada aproximadamente em 4 Hz, cuja magnitude da resposta em frequência é ilustrada na Figura 39. Tais filtros possuem a principal função de atenuar frequências inferiores a faixa de atuação do complexo QRS provenientes de artefatos de movimento, proporcionando estabilização do sinal de ECG ao longo da referência virtual $V_{cc}/2$;

Figura 39 - Diagrama de Bode da resposta em frequência dos filtros passa-alta passivo

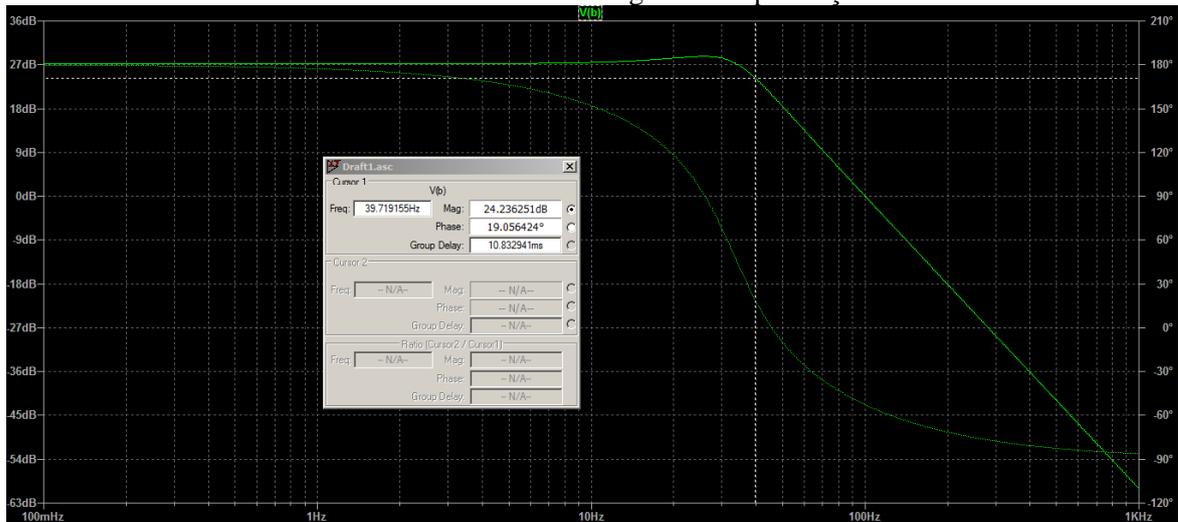


Fonte: O Autor (2021).

Filtros passa-baixa ativos 3° Ordem: Nos estágios de amplificação após o INA122, como ilustrado na Figura 38, foram implementados três filtros passa-baixa, a fim de atenuar frequências indesejáveis acima da faixa de frequência de atuação do complexo QRS e obter de forma satisfatória o complexo QRS, respeitando as premissas de construção do MSECg citada no início do tópico 4.1.4. É descrito a seguir as características de cada estágio de amplificação:

- a) **1° Estágio de Amplificação:** Após o primeiro filtro passa-alta, foi introduzido um filtro passa-baixa de 3° ordem com ganho em tensão contínua de aproximadamente 22,88 V/V ou 27,19 dB, frequência de -3dB de 39,7 Hz, cuja magnitude da resposta em frequência é ilustrada na Figura 40;

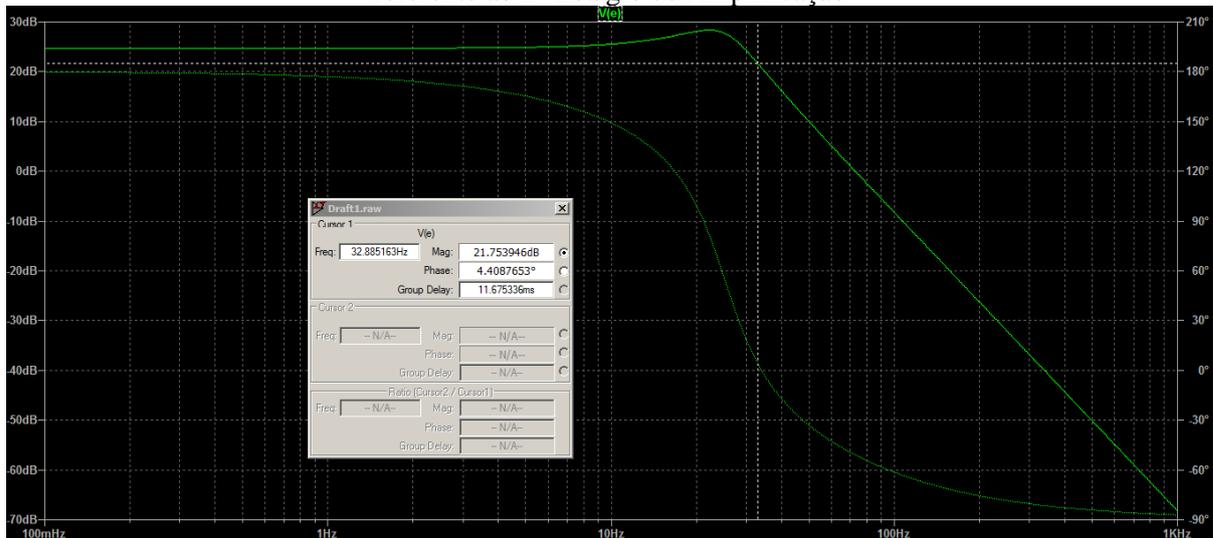
Figura 40 - Diagrama de Bode da magnitude da resposta em frequência do filtro passa-baixa de 3° ordem referente ao 1° Estágio de Amplificação



Fonte: O Autor (2021).

- b) **2° Estágio de Amplificação:** Após a atenuação das componentes indesejáveis em torno de 60 Hz, foi introduzido o segundo filtro passa-baixa de 3° ordem com ganho absoluto em tensão contínua de aproximadamente 17,2 V/V ou 24,71 dB, frequência de -3dB de 32,9 Hz, cuja magnitude da resposta em frequência é ilustrado na Figura 41.

Figura 41 - Diagrama de Bode da magnitude da resposta em frequência do ganho do filtro de 3° ordem referente ao 2° Estágio de Amplificação

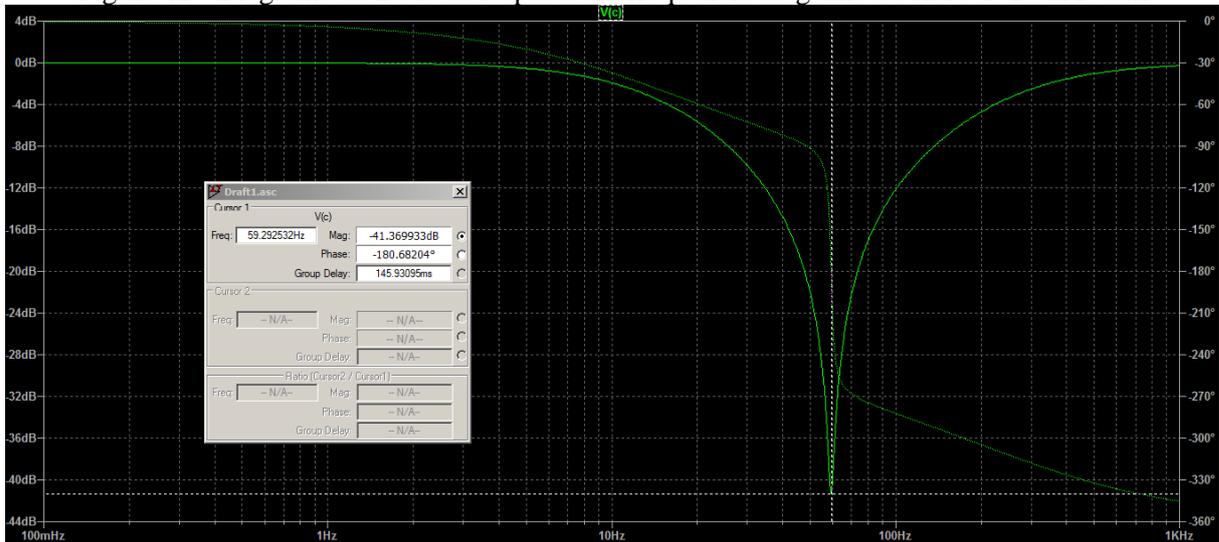


Fonte: O Autor (2021).

- c) **3° Estágio de Amplificação:** Após o segundo filtro passa-alta conforme a Figura 38, foi introduzido o terceiro filtro passa-baixa de 3° ordem com as mesmas características do filtro passa-baixa do 2° Estágio de Amplificação.

Filtro rejeita-faixa passivo Notch: Foi introduzido um filtro rejeita faixa T-Twin Notch, cuja frequência central se localiza em aproximadamente 60 Hz com a finalidade de atenuar as interferências eletromagnéticas provocado pela rede elétrica de 220V/60Hz. A Figura 42 ilustra uma simulação da resposta em frequência do filtro Notch construído.

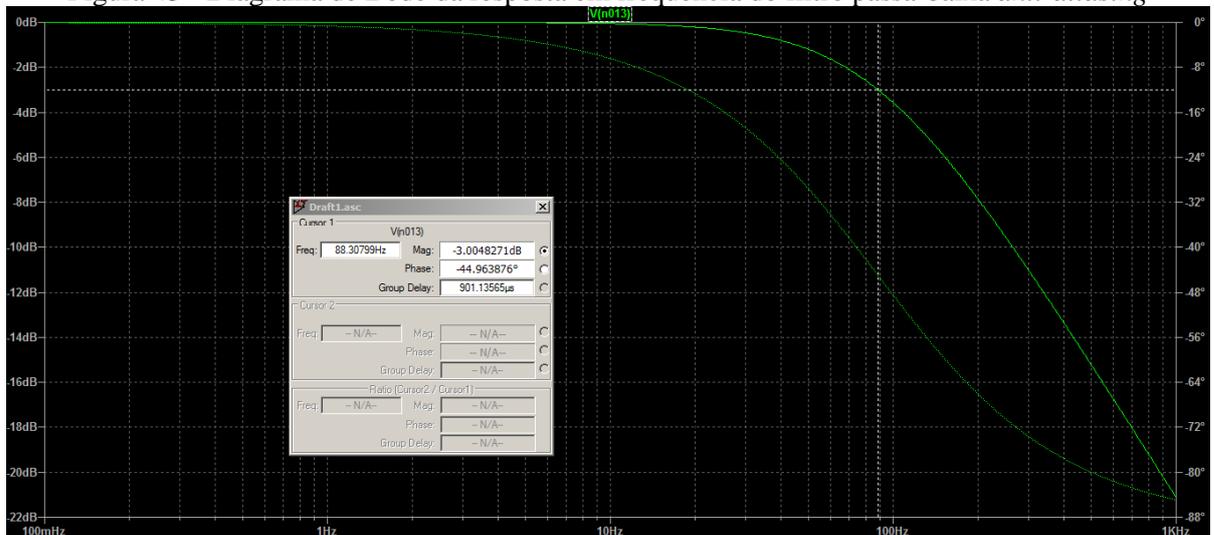
Figura 42 - Diagrama de Bode da resposta em frequência do ganho do filtro T-Twin Notch



Fonte: O Autor (2021).

Filtro passa-baixa anti-aliasing: Foi projetado com frequência de corte de 88,0 Hz com o intuito de atenuar frequências acima da faixa de atuação do complexo QRS e reduzir o efeito *aliasing* durante a conversão A/D realizado pelo microcontrolador, cuja resposta em frequência é ilustrada na Figura 43.

Figura 43 - Diagrama de Bode da resposta em frequência do filtro passa-baixa *anti-aliasing*



Fonte: O Autor (2021).

Por fim, a concatenação dos filtros citados entre a Figura 39 e Figura 43, resultam na resposta em frequência simulada e ilustrada na Figura 44, cuja amplificação na faixa de atuação dos filtros se situa em média 52,3 dB ou 412 V/V.

Figura 44 – Diagrama de Bode da resposta em frequência resultante após a amplificação do INA122

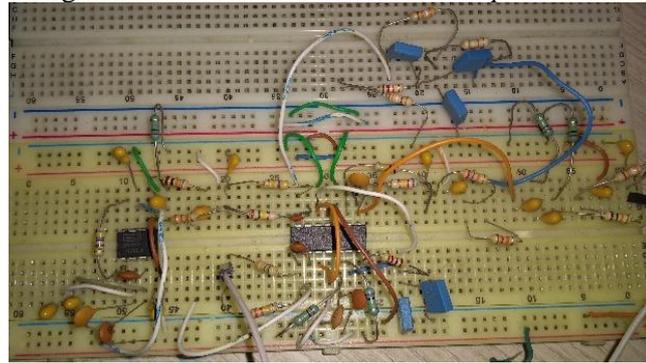


Fonte: O Autor (2021).

Todos os filtros analógicos e simulações dos gráficos de Bode ilustrados entre Figura 39 e Figura 44 foram construídos com o auxílio do software gratuito de ferramentas de análise e *design* de circuitos analógicos, LTSpice (LTSPICE, 2021) e OKAWA Eletric Design Website (OKAWA, 2021).

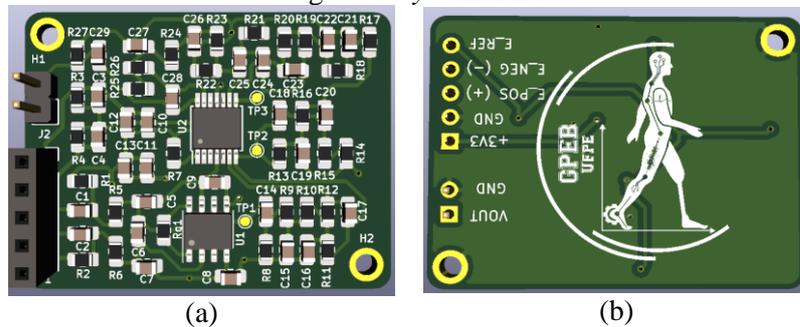
Após a idealização e simulações dos filtros, a prototipação do circuito analógico foi realizada. A montagem em *protoboard* (ver Figura 45), testes de validação e ajustes foram conduzidos até se chegar ao *design* e fabricação da PCI do MSECG. A Figura 46(a) e Figura 46(b) ilustram frente e verso do *design* em 3D da PCI através do software KiCad. O MSECG montado é ilustrado na Figura 47(a) e Figura 47(b) os 2 *layers* da PCI, com dimensões físicas de 37,4 mm x 28,8 mm x 1,2 mm.

Figura 45 - MSECG desenvolvido em *protoboard*



Fonte: O Autor (2021).

Figura 46 - Design 3D da PCI do MSECG desenvolvida em KiCad. (a) Primeiro *layer* da PCI; (b) Segundo *layer* da PCI



Fonte: O Autor (2021).

Figura 47 - MSECG montado. (a) Primeiro *layer* do MSECG; (b) Segundo *layer* do MSECG

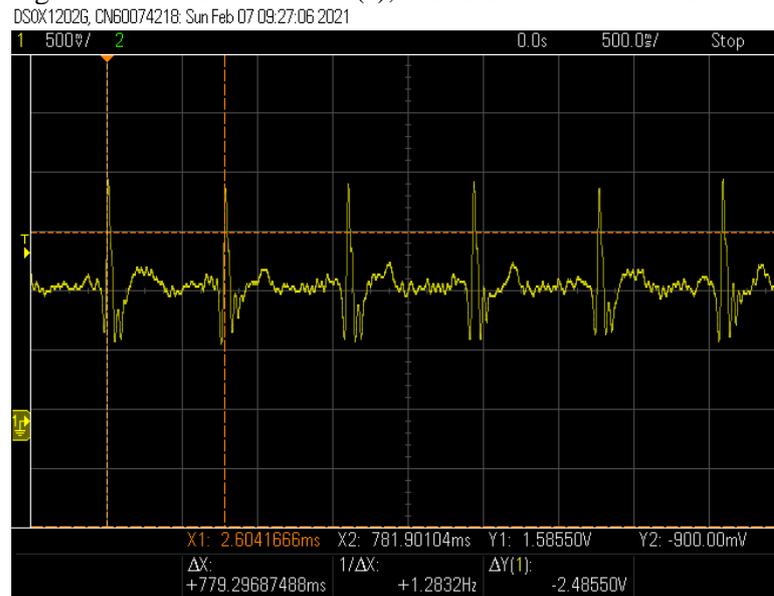


Fonte: O Autor (2021).

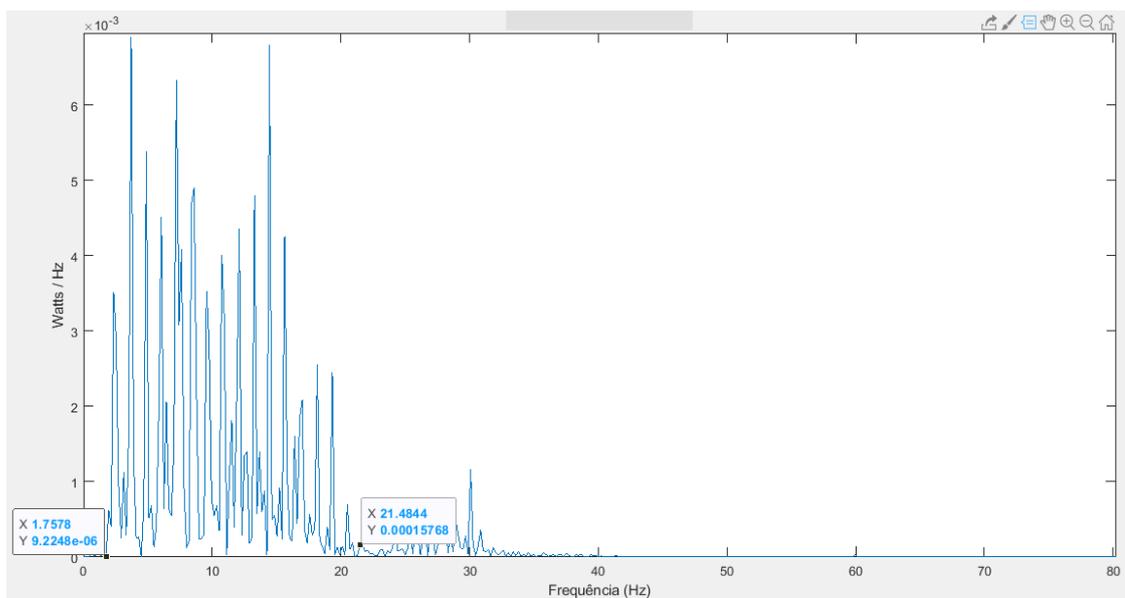
Durante os testes de calibração do circuito (verificação das ampliações, seletividade dos filtros e estudo das disposições dos eletrodos), chegou-se a sinais analógicos aceitáveis para a detecção do complexo QRS. Através de um osciloscópio, a uma taxa de amostragem de 400 amostras por segundo, foi possível obter os dados digitalizados do ECG ilustrados na Figura 48(a), onde é possível observar o pico da onda R com no mínimo 0,5 V superior a base do complexo QRS. A Figura 48(b) ilustra o periodograma do sinal AC adquirido, pode-se observar que o complexo QRS possui densidade de potência concentrada predominantemente entre as

frequências de 1,7 a 21,5Hz. Quanto aos limites de tensão de trabalho e consumo, foi constatado que a partir de uma tensão de 2,2 V, há garantias de funcionamento pleno do MSECG (tal limite é estabelecido pela tensão recomendada de trabalho do INA122), a corrente de consumo é de aproximadamente 508 μ A, quando alimentado à 3,7V. Desta forma obtendo um MSECG eficiente e de baixo consumo capaz de adquirir o complexo QRS utilizando eletrodos distribuídos ao longo do braço esquerdo.

Figura 48 - (a) ECG digitalizado através de um osciloscópio, cuja amplitude por divisão é de 500mV
(b) Periodograma do sinal exibido em (a), construído através do software MATLAB



(a)



(b)

Fonte: O Autor (2021).

4.1.5 Módulo NFC (MNFC)

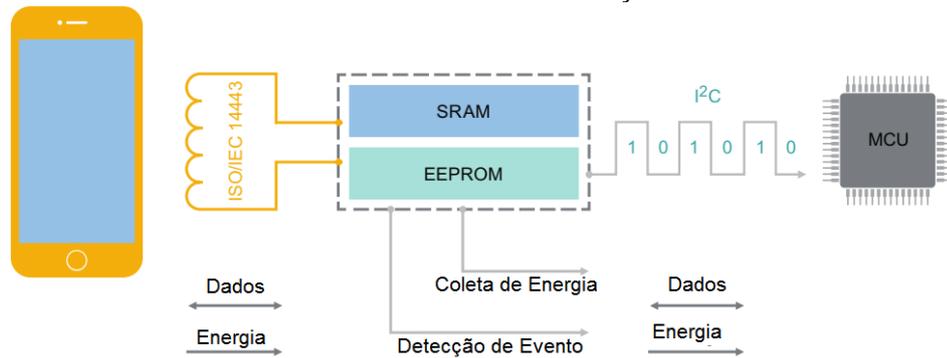
A partir do surgimento da tecnologia NFC até os dias atuais, a interface de comunicação e funcionalidades dos chips NFC foram aperfeiçoados. As empresas como a NXP, TI, ST Microelectronics, AMS e Melexis, recentemente introduziram diversas funcionalidades aos seus chips, uma delas é a possibilidade do chip coletar energia através do campo magnético gerado por leitores NFC no ambiente externo. Desta forma, fornecendo potência elétrica útil a sistemas microcontrolados de baixo-consumo, sendo assim promovendo o avanço de dispositivos inteligentes isentos de baterias. Em paralelo com desenvolvimentos dos chips NFC, novos modelos de *smartphones* aderiram tal tecnologia como mais um padrão de comunicação sem fio, logo, popularizando suas aplicações em IoT (LAZARO *et al.*, 2018).

Os chips NFC modernos permitem interfaces de comunicação serial, conhecidas como I2C ou SPI, possuem internamente memória SRAM que promovem comunicação dinâmica e rápida entre sensor e leitor, ao contrário dos primeiros chips NFC que apenas possuíam memória EEPROM, cuja velocidade de escrita/leitura eram inferiores às memórias do tipo SRAM. Dentre os chips NFC utilizados em pesquisas na literatura (LAZARO *et al.*, 2018; CHEN *et al.*, 2019; ALEIXO *et al.*, 2019; MUEGGENBERG, 2017), cujas aplicações no campo da eletrônica se assemelham a este presente trabalho, foi escolhido o chip da NXP, o NT3H2211, por atender todos os pré-requisitos demandados por este trabalho.

O NT3H2211 (NXP, 2021a) é um chip que faz parte da família de chips da NXP NTAG I2C *plus*, cujas principais aplicações é promover interconectividade rápida e simples com apenas uma aproximação entre dispositivos vestíveis e *smartphone*. O chip adota o padrão I2C como interface de comunicação com a unidade central de processamento, possui placa de desenvolvimento que inclui documentações detalhadas e suporte online de APIs (*Application Programming Interface*) do aplicativo desenvolvido para *smartphone*. O chip utiliza o padrão ISO/IEC 14443, possui memória EEPROM de 2kB e buffer SRAM de 64B para rápida transferência de dados entre NFC e a interface I2C, taxa de transferência de dados de até 106 kbps, possui capacitância de entrada de 50 pF e pode disponibilizar uma potência elétrica de até 15 mW na funcionalidade de coleta de energia (NXP, 2021a).

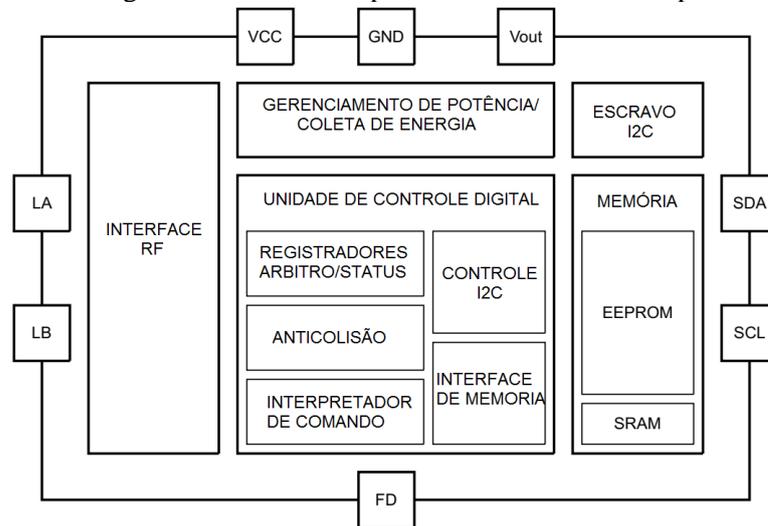
A Figura 49 ilustra um diagrama de blocos do sistema de comunicação *wireless* promovido pelo chip e a Figura 50 ilustra um diagrama de blocos das partes constituintes do NT3H2211.

Figura 49 - Diagrama de bloco do sistema de comunicação e transferência de energia realizado pelo NT3H2211 durante sua utilização



Fonte: NXP (2021).

Figura 50 - Diagrama de blocos das partes constituintes do chip NT3H2211



Fonte: NXP (2021).

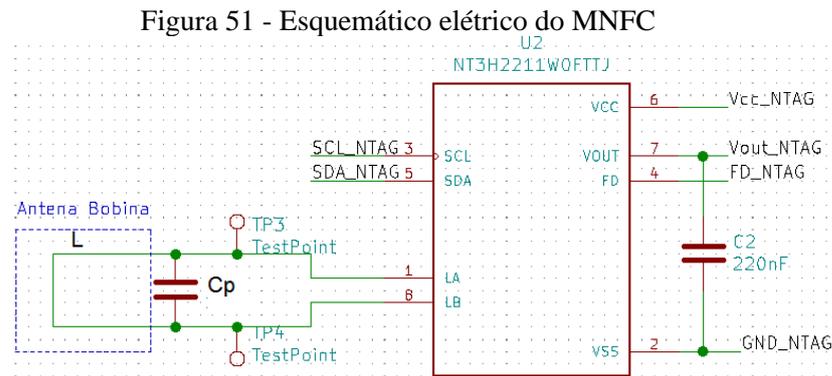
Após a escolha do chip NFC, houve a concepção da PCI do MNFC e desenvolvimento da antena de comunicação, em concordância com as especificações de indutância e área requerida pelo projeto recomendadas pelo fabricante.

A comunicação NFC é estabelecida através do acoplamento indutivo entre dois dispositivos e através da modulação de carga, a transferência de dados é estabelecida. A interface NFC utiliza a modulação de campo magnético de alta frequência em torno de 13,56 MHz cujas antenas são bobinas que podem variar em diversos formatos, tipicamente antena circular, espiral ou quadrada (PRABHAKAR *et al.*, 2015; CHEN *et al.*, 2020; ROSA *et al.*, 2019; KANG *et al.*, 2021b). Baseando no trabalho realizado por (MUEGGENBERG, 2017), foi adotado o formato de antena quadrada por maximizar o uso do espaço físico retangular da PCI. Através de capacitores acoplados paralelamente à antena em forma de bobina, tornou-se

possível a sintonização do circuito RLC na frequência de ressonância desejada ($f = 13,56$ MHz) representado pela equação (MUEGGENBERG, 2017):

$$f = \frac{1}{2\pi \cdot \sqrt{L \cdot (C_p + C_{in})}}, \quad (8)$$

onde L é a indutância da antena bobina, C_{in} é a capacitância interna do chip NFC entre os terminais LA e LB no valor de 50 pF (NXP, 2021a) e C_p é a capacitância de sintonização, conforme a Figura 51.



Fonte: O Autor (2021).

A indutância de uma antena quadrada é dada por (MUEGGENBERG, 2017):

$$L_{teorico} = 2,34 \cdot \mu_0 \cdot N^2 \cdot \frac{\left(\frac{d_{out} + d_{in}}{2}\right)}{1 + 2,75 \cdot \frac{(d_{out} - d_{in})}{d_{out} + d_{in}}}, \quad (9)$$

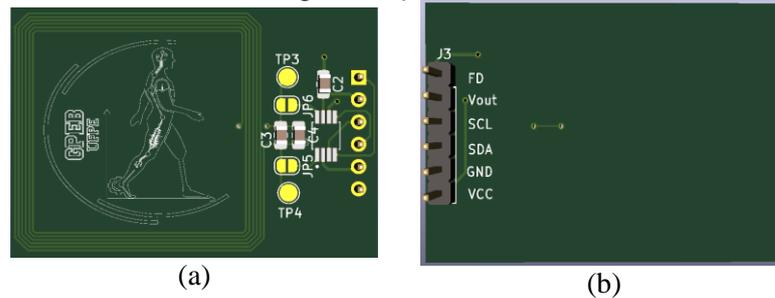
onde $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} T \cdot m/A$ é a permeabilidade magnética do vácuo, N é o número de voltas da bobina, d_{out} é o diâmetro externo da bobina quadrada e d_{in} é o diâmetro interno da bobina quadrada.

Desta forma, foi projetado em KiCad o MNFC constituído do chip NFC e antena, onde o diâmetro da trilha e a separação entre elas é de 0,2 mm, $N = 6$ voltas, $d_{out} = 27,5$ mm e $d_{in} = 23,0$ mm. É desejável que a indutância tenha no mínimo 1 uH e que ocupe maior área possível respeitando as tolerâncias físicas da PCI para maior eficiência no acoplamento indutivo e transferência de energia entre o leitor e MNFC (MUEGGENBERG, 2017). O valor teórico obtido (através da Equação (9)) da indutância da antena L foi de 2,15 uH.

Após os cálculos teóricos da indutância da antena, foi iniciado o *design* da PCI. A antena quadrada é ilustrada na Figura 52(a) e logo a direita se encontram os capacitores de sintonização e o espaço para o chip NT3H2211. A Figura 52(b) ilustra o verso da PCI e as legendas dos

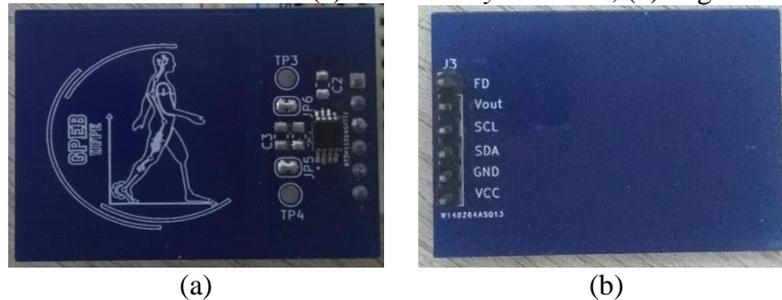
pinos de comunicação I2C, alimentação do módulo representados pelos pinos Vcc e GND, pino de interrupção de detecção de campo próximo FD (*Field Detection*) e o pino Vout é responsável por disponibilizar potência elétrica útil durante a comunicação NFC. As Figura 53(a) e Figura 53(b) ilustram o MNFC fabricado e montado, cujas dimensões são 41,0 mm x 28,6 mm x 1,6 mm.

Figura 52 - Design 3D da PCI do MNFC desenvolvida em KiCad. (a) Primeiro *layer* da PCI; (b) Segundo *layer* da PCI



Fonte: O Autor (2021).

Figura 53 - PCI do MNFC montada. (a) Primeiro *layer* da PCI; (b) Segundo *layer* da PCI



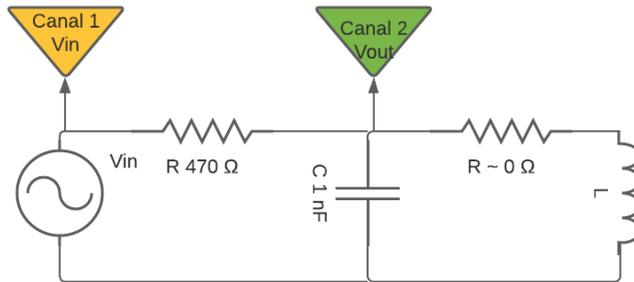
Fonte: O Autor (2021).

Após a confecção da PCI do MNFC, tornou-se necessária a mensuração real da indutância da antena quadrada, a fim de que a capacitância de sintonização C_p seja calculada da forma mais exata possível e a frequência de ressonância do circuito RLC seja a mais próxima do ideal (13,56 MHz). A realização de tal teste foi realizado da seguinte forma:

- a) Montagem de um circuito RLC utilizando a antena bobina como a indutância L que se deseja mensurar, um capacitor cerâmico com um valor de 1,009 nF conectado paralelamente a antena L e um resistor de 470 Ohms conectado em série ao conjunto LC (a resistência da bobina quadrado foi desprezada). A Figura 54 ilustra o circuito RLC montado para análise da frequência de ressonância;
- b) Utilizando o osciloscópio modelo DSOX1202G da Keysight e sua funcionalidade de Analisador de Resposta em Frequência, iniciou-se os testes com circuito RLC. O

gerador de função sinusoidal é conectado a entrada do circuito V_{in} , a ponteira do Canal 1 é conectada a entrada do circuito e a ponteira do Canal 2 é conectada nos terminais do capacitor e antena, conforme a Figura 54.

Figura 54 - Circuito RLC para o cálculo real da indutância L da antena bobina quadrada



Fonte: O Autor (2021).

- c) Ao realizar a varredura da resposta em frequência do circuito entre 2 MHz e 6 MHz, é possível observar (ver Figura 55) o pico do ganho da resposta em frequência (representado pela curva azul) e o momento em que a diferença de fase entre as senoides obtidas no Canal 1 e Canal 2 é aproximadamente nula (representado pela curva vermelha), ambos indicados pelos cursores em laranja. Desta forma, obtém-se a frequência de ressonância $f = 3,508$ Mhz, conforme a Figura 55.

Figura 55 - Resposta em frequência do circuito RLC entre 2 e 6 MHz cuja configuração é ilustra na Figura 54. A curva em azul representa a amplitude da resposta em frequência e a curva em cor vermelha representa a fase da resposta em frequência



Fonte: O Autor (2021).

Após o procedimento de detecção da frequência de ressonância, baseado na Equação (8), pode-se deduzir a indutância da antena fabricada em PCI através de:

$$L_{real} = \frac{1}{(2\pi \cdot f)^2 \cdot C} = \frac{1}{(2\pi \cdot 3,508 \cdot 10^6)^2 \cdot 1,009 \cdot 10^{-9}} = 2,04 \mu H. \quad (10)$$

Ao adquirir a indutância real da antena quadrada, a capacitância de sintonização C_p foi calculada. Através da Equação (8), chega-se ao valor de:

$$C_p = \frac{1}{(2\pi \cdot f_{NFC})^2 \cdot L_{real}} - C_{in} = \frac{1}{(2\pi \cdot 13,56 \cdot 10^6)^2 \cdot 2,04 \cdot 10^{-6}} - 50 \cdot 10^{-12} \cong 17 \text{ pF}. \quad (11)$$

Portanto, um capacitor cerâmico de sintonização C_p de 17 pF foi acoplado em paralelo à antena e foi obtido um circuito RLC com a frequência de ressonância próxima ao ideal estipulado pela comunicação NFC.

4.1.6 Módulo de Alimentação (MA)

Dentre os tipos de alimentação implementados neste trabalho, foi proposto duas versões do MA:

- a) **MA semi-passivo:** É responsável por fornecer autonomia ao protótipo semi-passivo. Nesta versão, o MA é constituído de 2 componentes:

Uma bateria recarregável Li-Íon com capacidade de carga nominal de 400 mAh, tipicamente utilizado para alimentação de *smartwatches*, cujas dimensões são 30 mm x 24 mm x 5 mm (ver Figura 56).

Figura 56 - Bateria recarregável Li-Íon

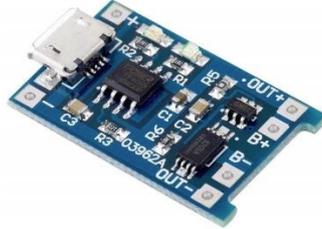


Fonte: O Autor (2021).

Um módulo carregador constituído do chip TP4056 (NANJING, 2021). O módulo TP4065 (ver Figura 57) é um carregador linear de corrente/tensão constante para carregamento de apenas uma célula de bateria Li-íon, possui corrente de carregamento ajustável até 1.000 mA, tensão de carregamento de 4,2V e dois LEDs de status de

carregamento/carregado. Através do conector micro-USB do módulo é possível carregar uma célula.

Figura 57 - Módulo carregador de uma célula Li-Íon



Fonte: < <https://www.amazon.in/Lithium-Battery-Charger-Charging-Protection/dp/B07SJLQ5BN>>.

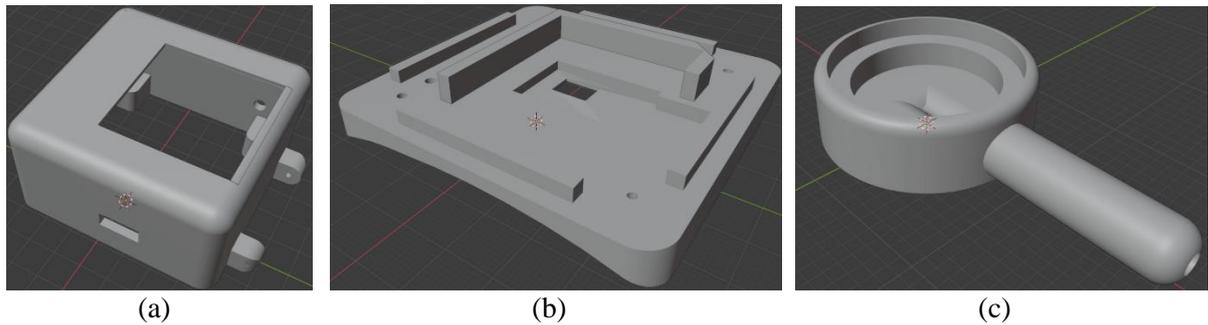
- b) **MA passivo:** É equivalente ao MNFC, que é capaz de fornecer potência elétrica útil para os demais módulos do protótipo passivo durante a comunicação NFC com o *smartphone*. Através do pino Vout do MNFC (ver Figura 53), os demais componentes do protótipo podem ser energizados sem a necessidade de bateria.

4.1.7 Confeções dos *cases*

A confecção dos *cases* para proteção mecânica/elétrica e fixação dos protótipos no pulso se deu através de idealizações de objetos que remetem a um bracelete constituído de pulseiras ajustáveis para o pulso.

A geometria dos *cases* foi dimensionada para que todos os módulos que constituem o protótipo (exceto o MSO) estejam devidamente sobrepostos um ao outro e que a antena do MNFC esteja posicionada na parte externa do protótipo, otimizando a comunicação NFC entre o protótipo e *smartphone*. Foram desenvolvidos 5 objetos 3D através do software online gratuito para desenvolvimento de objetos em CAD 3D, o Blender (BLENDER, 2021). O primeiro objeto (cujas dimensões são 58 mm x 48 mm x 23 mm representada pela Figura 58(a)) comporta os módulos MCP, MSECG, MA e MNFC. O segundo objeto é uma tampa de encaixe (cujas dimensões são 58 mm x 48 mm x 5 mm representada pela Figura 58(b)) para fixar o MA (no protótipo semi-passivo) e o MST em contato com a pele do pulso do usuário. Os três objetos restantes são botoeiras de encaixe e proteção dos eletrodos metálicos (cujas dimensões são 27 mm x 15 mm x 5 mm representada pela Figura 58(c)).

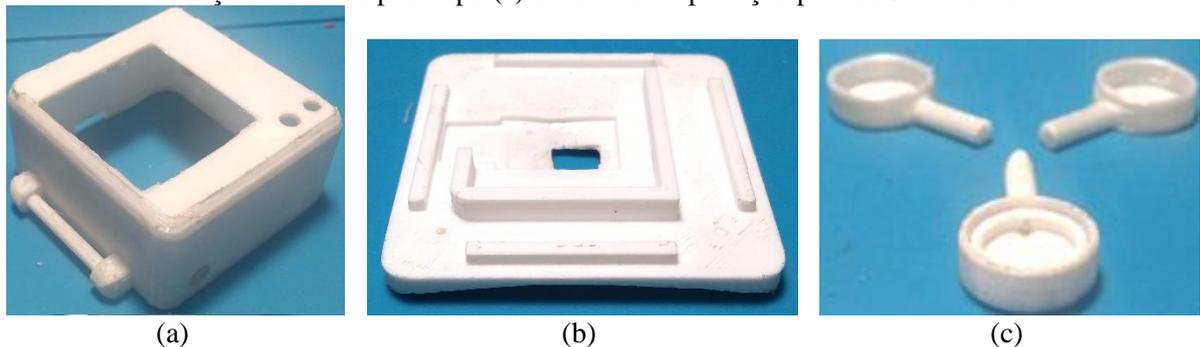
Figura 58 - (a) Peça superior do *case* (b) Peça inferior do *case* (c) Botões de proteção para os 3 eletrodos



Fonte: O Autor (2021).

Foi utilizado uma impressora 3D, que utiliza a tecnologia de manufatura aditiva, onde camada por camada os objetos foram construídos. O material utilizado para a impressão dos 5 objetos foi o filamento PLA de cor branca, conforme a Figura 59.

Figura 59 - Objetos impressos com filamento PLA de cor branca. (a) Peça superior do protótipo (b) Peça inferior do protótipo (c) Botões de proteção para os 3 eletrodos

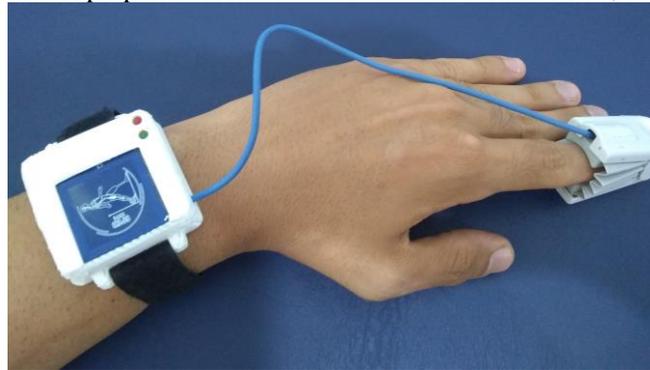


Fonte: O Autor (2021).

4.1.8 Evolução e montagem dos protótipos

Durante os primeiros testes de funcionalidade dos módulos e suas comunicações, uma versão preliminar do protótipo foi confeccionada para validação das primeiras fases do projeto de pesquisa. Esta versão intermediária é constituída dos módulos MCP, MSO e MNFC (sendo este último uma etiqueta NFC passiva), cujas funcionalidades se restringiam a apenas aquisição do BPM e SpO2 sem a necessidade de bateria. A Figura 60 ilustra um exemplar do protótipo preliminar no pulso do usuário.

Figura 60 - Protótipo preliminar constituído dos módulos MCP, MSO e MNFC

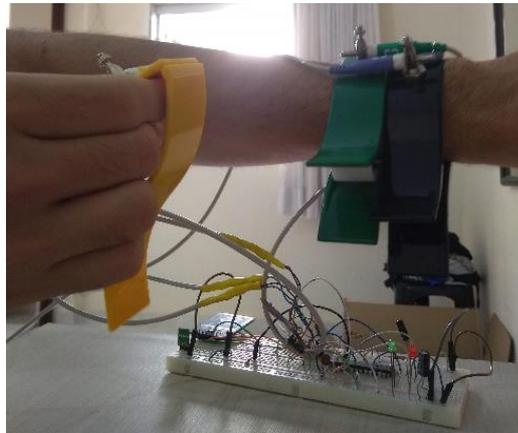


Fonte: O Autor (2021).

Ao longo do desenvolvimento deste trabalho, após os testes piloto realizados com o protótipo preliminar, novas funcionalidades foram implementadas. Foi observado a necessidade da criação do MSECG para a mensuração da pressão arterial e implementação de um sensor de temperatura preciso para a mensuração da temperatura periférica do usuário. Desta forma, adaptações, estudos e novos testes foram realizados.

Inicialmente, idealizou-se um MSECG capaz de adquirir o ECG através de 2 eletrodos secos conectados ao pulso e um terceiro eletrodo seco conectado a extremidade da outra mão (conforme a Figura 61), semelhante ao funcionamento de diversos *smartwatches* com funcionalidade de aquisição de ECG, disponibilizados comercialmente para fins de entretenimento como o Apple Watch 3 (conforme a Figura 62). Porém, um estudo recente realizado por (STRIK *et al.*, 2020) demonstra que a acurácia e o nível de detalhamento do ECG condicionado pelo Apple Watch e por outros modelos de *smartwatches* utilizando a configuração típica sugerida pelos fabricantes (conforme a Figura 62), possuem pobre detalhamento do sinal ECG ou simulam a onda do ECG a partir do sinal adquirido e não apresentam puramente o sinal. Outras configurações do posicionamento e utilização do *smartwatch* para aquisição do ECG foram analisados por (STRIK *et al.*, 2020), conforme a Figura 63.

Figura 61 - Primeiros testes e posicionamento dos eletrodos do MSECG. Dois eletrodos (em cores preto e verde) posicionados no pulso esquerdo e um terceiro eletrodo (em cor amarela) em contato com as extremidades da mão direita



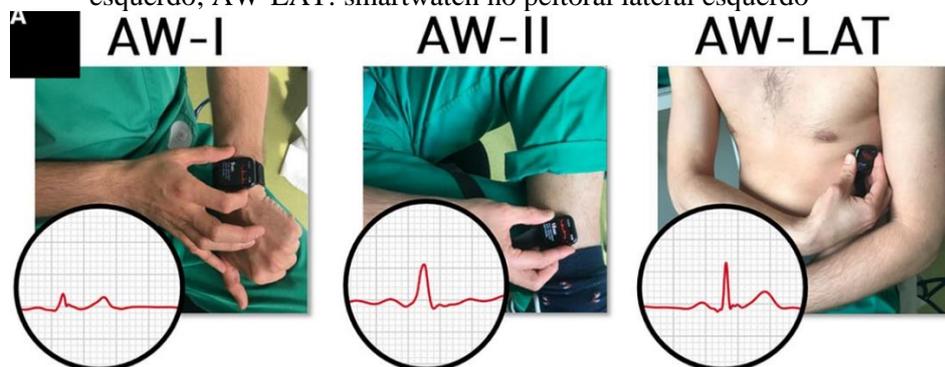
Fonte: O Autor (2021).

Figura 62 - Modo de uso apresentado em campanha de marketing do Apple Watch, onde 2 eletrodos entram em contato com pulso esquerdo e um terceiro eletrodo entra em contato com o dedo indicador da mão direita



Fonte: < <https://www.tudocelular.com/acessorios/noticias/n170204/apple-watch-ecg-na-australia.html>>.

Figura 63 - Registro do ECG através de posicionamentos não convencionais adotado pelo fabricante do smartwatch. AW-I: smartwatch posicionado no pulso esquerdo; AW-II: smartwatch no tornozelo esquerdo; AW-LAT: smartwatch no peitoral lateral esquerdo

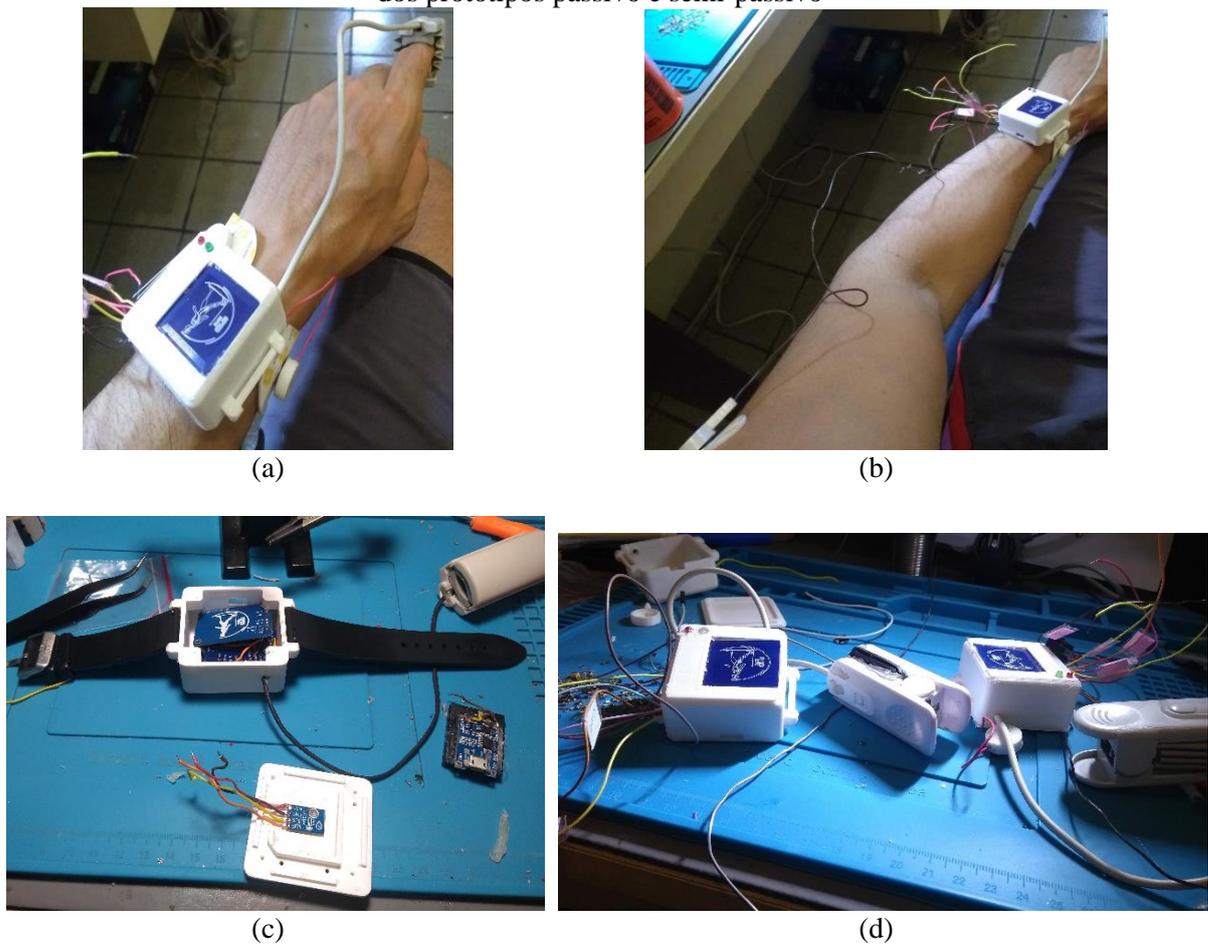


Fonte: Strik *et al.* (2020).

De acordo as configurações dos eletrodos adotados pelas fabricantes de *smartwatches*, a necessidade da interação da outra mão para se adquirir o ECG não tornaria a concepção do

MSECG usual ou automática para a captura do ECG. Desta forma, métodos explorados no subtópico 4.1.3 foram incorporados pelo modelo do protótipo preliminar (conforme a Figura 64(a), Figura 64(b), Figura 64(c) e Figura 64(d)), dando origem ao *design* dos protótipos passivo e semi-passivo.

Figura 64 - Desenvolvimento e montagem das novas versões dos protótipos. (a) Posicionamento do protótipo no pulso esquerdo e do MSO no dedo indicador; (b) Distribuição dos eletrodos ao longo do braço esquerdo para aquisição do ECG pelo MSECG; (c) Posicionamento dos MNFC, MCP e MECG na parte interna do protótipo e fixação do MST na tampa em conjunto com o MA; (d) Montagem final dos protótipos passivo e semi-passivo



Fonte: O Autor (2021).

A Figura 65(a) ilustra um exemplar do *design* final dos protótipos. O protótipo passivo pesa aproximadamente 74 gramas e o semi-passivo pesa aproximadamente 83 gramas. Ambos possuem na sua parte superior em azul a antena quadrada do MNFC, dois LEDs (de cores vermelho e verde) para *feedbacks* visuais de *status* e verificação de funcionamento adequado do protótipo, os cabos conectados às botoeiras são referentes as conexões com os eletrodos do MSECG e o dedal em cor cinza representa o MSO do protótipo. É ilustrado na Figura 65(b) a

parte inferior do protótipo, onde é possível observar em cor prateada o MST. Desta forma, o protótipo mensura a temperatura periférica do pulso, durante seu contato com a pele do usuário.

Na lateral do protótipo semi-passivo é disponibilizado o conector micro-USB (conforme a Figura 66(a)) para o carregamento da bateria utilizando um carregador com saída de 5V. Um LED vermelho é ativado indicando o carregamento da bateria (ver Figura 66(b)) e um LED azul é ativado ao fim do carregamento da bateria (ver Figura 66(c)).

Figura 65 – Design dos protótipos montados. (a) Vista superior de um exemplar do protótipo montado, onde se encontra os três eletrodos, LEDs, MSO e o MNFC; (b) Vista inferior de um exemplar do protótipo montado, onde se encontra o MST no centro da tampa do protótipo



Fonte: O Autor (2021).

Figura 66 - (a) Conector micro-USB para carregamento do protótipo semi-passivo; (b) Protótipo carregando; (c) Protótipo carregado



(a)



(b)



(c)

Fonte: O Autor (2021).

4.2 FIRMWARE E ALGORITMOS

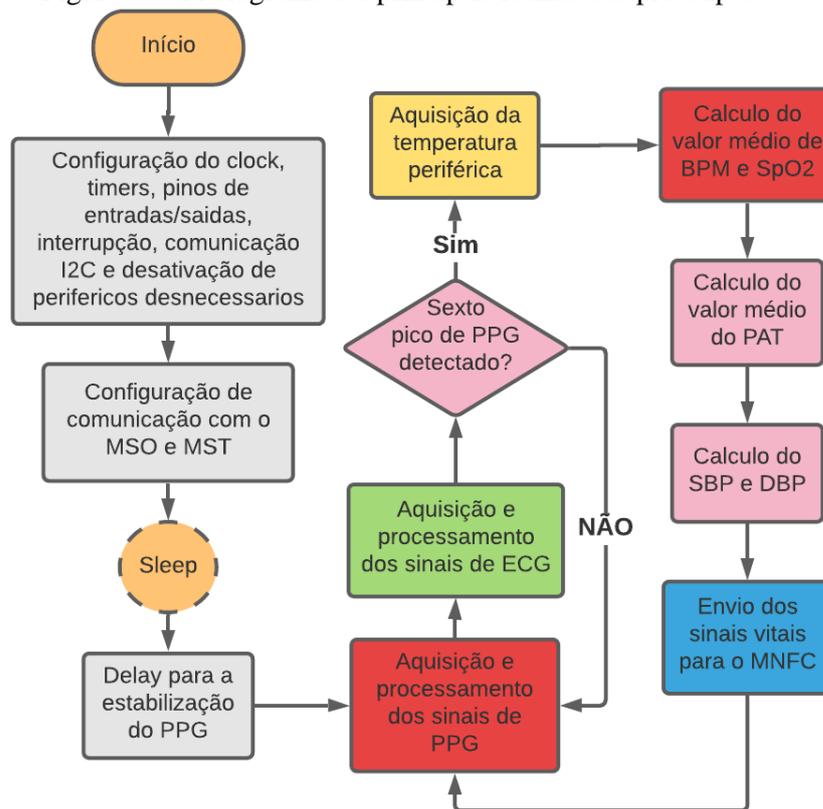
As rotinas e algoritmos executados pelo microcontrolador foram programados em *firmware* através do ambiente de desenvolvimento integrado do Arduino IDE utilizando a linguagem de programação C/C++ (ARDUINO, 2021). Esta é uma plataforma utilizada para programação de várias famílias de microcontroladores, permitindo maior abstração de códigos a níveis de registradores, reduzindo o tempo de desenvolvimento. Desta forma, os esforços de programação do projetista são redirecionados às implementações rápidas de algoritmos, processamento digital de sinais de forma otimizada, focados na camada da aplicação.

A Figura 67 ilustra as rotinas executadas pelo MCP dos protótipos, onde as rotinas contornadas por linhas pontilhadas são executadas exclusivamente no MCP do protótipo semi-passivo. Inicialmente, assim que o protótipo é energizado pelo MA (passivo ou semi-passivo), o microcontrolador realiza as etapas de configuração de funcionamento como *clocks* e *timers*, pinos de entrada/saída, pino de interrupção externa, configuração de comunicação I2C e desativação de periféricos desnecessários do microcontrolador para redução do consumo elétrico. As configurações de potência dos LEDs, largura dos pulsos de PWM, taxa de amostragem e resolução do ADC são repassadas para o MSO. Em seguida, configurações de comunicação com o MNFC são estabelecidas. Todas as configurações iniciais do MCP, MSO, MST e MNFC foram devidamente estabelecidas como principal objetivo de promover um equilíbrio entre desempenho computacional e consumo energético toleráveis, a fim de garantir o funcionamento pleno e prolongado dos protótipos.

Caso a versão do protótipo seja semi-passivo, este entra em modo de economia de energia “Sleep” (nível de mais baixo consumo), senão um atraso é realizado de aproximadamente 3 segundos para estabilização dos sinais de PPG provenientes do MSO. A partir desta etapa, os sinais de PPG e ECG são adquiridos de forma síncrona a uma taxa de 100 amostras por segundo e processados em tempo real através de filtros digitais recursivos. No intervalo entre uma amostra a outra, cálculos de medição de tempo e atrasos médios são efetuados até a detecção do sexto pico do sinal de PPG. Posteriormente, a temperatura periférica em °C é adquirida através do MST, algoritmos de estimação do SpO₂ e BPM são executados, a estimação média do PAT é efetuada através dos dados de ECG e PPG, o cálculo da pressão arterial sistólica e diastólica é efetuado, os sinais vitais adquiridos ao longo deste procedimento são enviados para o MNFC e prontos para serem lidos por um *smartphone* através dos aplicativos desenvolvidos. O processo se repete ciclicamente conforme descrito anteriormente.

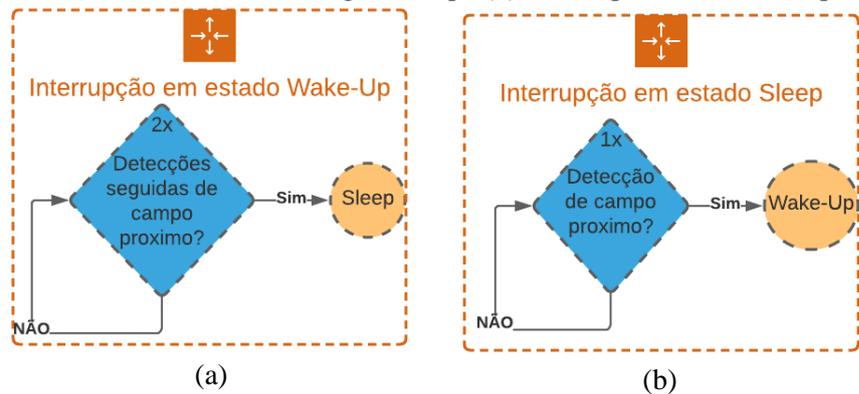
Casos especiais são tratados no protótipo semi-passivo, onde através de um pino de interrupção do MNFC (pino FD) conectado ao MCP, o protótipo habilita o modo de economia de energia “Sleep”, quando dois campos próximos subsequentes em intervalos menores do que 2 segundos são detectados pelo MNFC conforme a Figura 68(a), isto é, quando um *smartphone* se aproxima duas vezes seguidas em curto período de tempo do protótipo. O modo “Sleep” é desabilitado por meio de uma detecção de um campo próximo pelo MNFC conforme a Figura 68(b), isto é, quando um *smartphone* se aproxima uma vez do protótipo. Assim que o protótipo é despertado, o microcontrolador segue suas rotinas a partir da rotina intitulada “Sleep” na Figura 67. Tais procedimentos e comandos de interrupção foram planejados para melhor usabilidade e distinção de comandos “Sleep” ou “Wake-Up”, caso haja alguma intercorrência em uma leitura equivocada do protótipo provocado por fatores externos ou condições não-ideais de uso.

Figura 67 - Fluxograma das principais rotinas dos protótipos



Fonte: O Autor (2021).

Figura 68 - Rotinas de interrupção executadas pelo protótipo semi-passivo. (a) Rotina para entrar no modo de economia de energia “Sleep” (b) Rotina para sair do “Sleep”



Fonte: O Autor (2021).

4.2.1 Interface entre MCP, MSO e MST

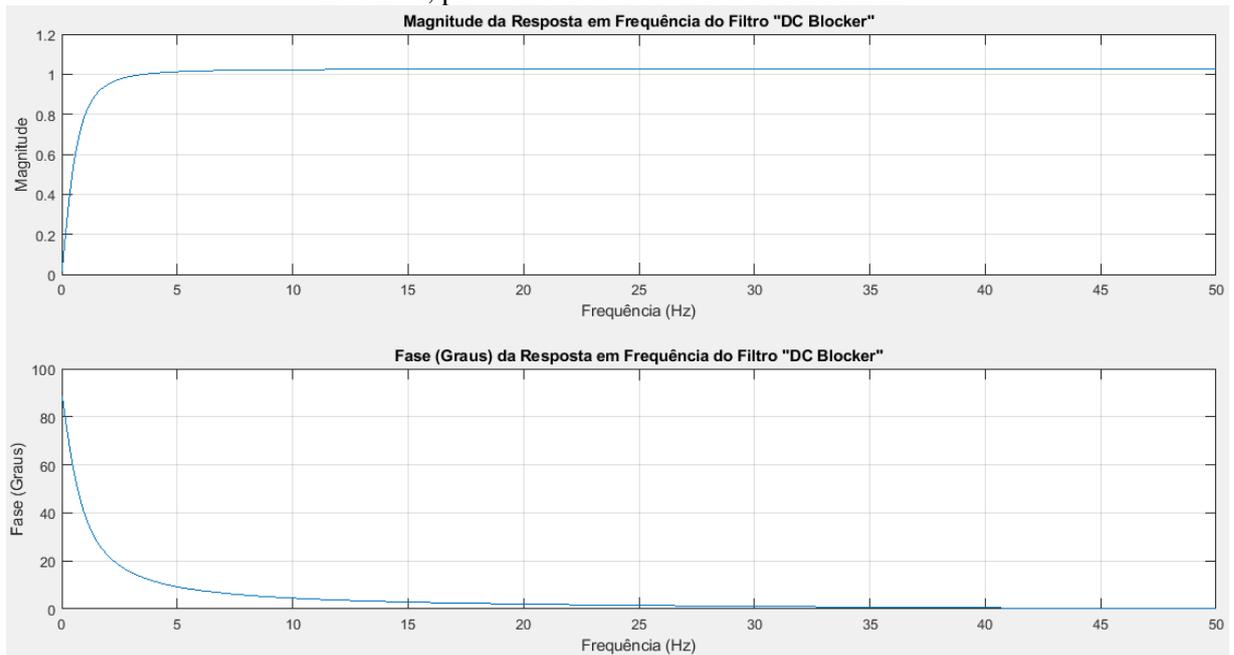
Ao longo das rotinas realizadas pelo MCP, conforme a Figura 67, os tópicos relacionados diretamente ou indiretamente à aquisição dos sinais vitais BPM e SpO2 estão destacados em cor vermelha e aquisição de temperatura periférica do pulso está destacado em amarelo. Após as devidas configurações do MSO para um desempenho computacional e consumo energético apropriado, é realizado recursivamente a aquisição dos dados de PPG provenientes das reflexões dos feixes luminosos com comprimentos de onda na faixa do vermelho (PPG Red) e infravermelho (PPG IR). Através de um conversor A/D embarcado no MAX30100, a uma taxa de amostragem de 100 amostras por segundo com resolução de 15 bits, o MCP adquiri os dados digitalizados de PPG.

Na Figura 71(a), é ilustrado os dados brutos de PPG coletados pelo MSO. Posteriormente, os sinais de PPG são processados por um filtro digital recursivo IIR passa-alta chamado “DC Blocker” (YATES; LYONS, 2012) cuja principal função é remover a componente DC, obtendo assim apenas as componentes AC dos sinais de PPG (conforme a Figura 71(b)). Tal filtro passa-alta IIR possui a resposta em frequência expressa pela equação:

$$H(z) = \frac{1 - z^{-1}}{1 - \frac{19}{20}z^{-1}}, \quad (12)$$

onde a frequência de corte é aproximadamente 0,78 Hz, magnitude e fase (em Graus) da resposta em frequência é ilustrada na Figura 69.

Figura 69 - Magnitude e fase (em Graus) da resposta em frequência do filtro IIR passa-alta “DC Blocker”, plotados através do software MATLAB

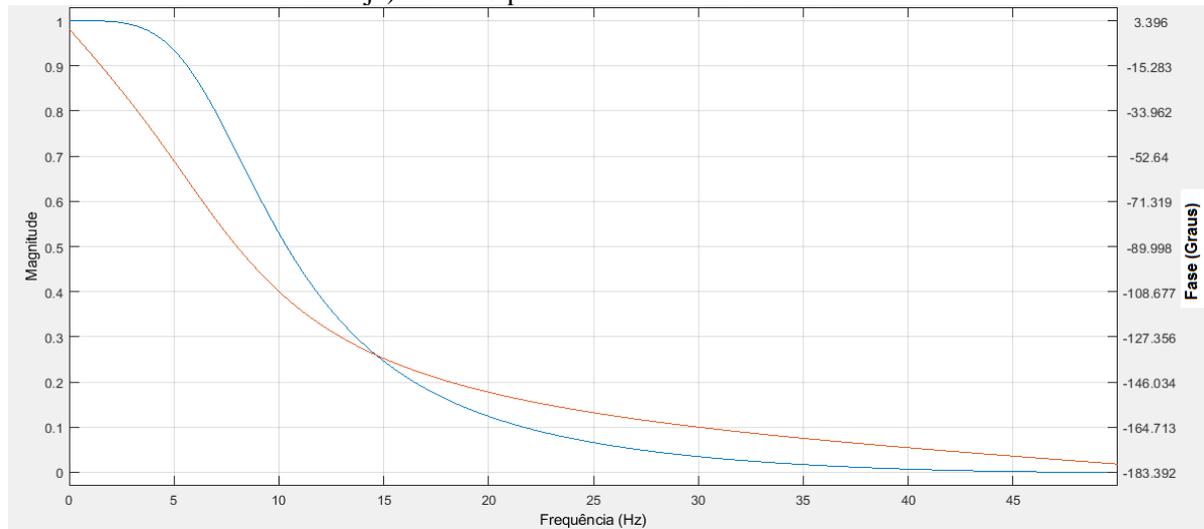


Fonte: O Autor (2021).

Posteriormente, os dados de PPG digitalizados são processados novamente de forma recursiva por um filtro digital IIR passa-baixa Butterworth de 2ª ordem. Baseado nas conclusões da revisão da literatura (STUBAN; NIWAYAMA, 2012), a seletividade do filtro passa-baixa deve ser o mais próximo possível da fundamental, ou seja, próximo à frequência cardíaca para aplicações que envolvem a oximetria de pulso. Desta forma, foi projetado um filtro digital cuja frequência de corte é de 8 Hz, ao ponto que as curvas dos sinais brutos da componente AC proveniente do MSO (conforme Figura 71(b)) sejam suavizadas pelos filtros (conforme a Figura 71(c)). Com o auxílio do software MATLAB foi possível projetar e adquirir a função transferência do filtro Butterworth 2ª ordem (ilustrada na Figura 70) representado pela equação:

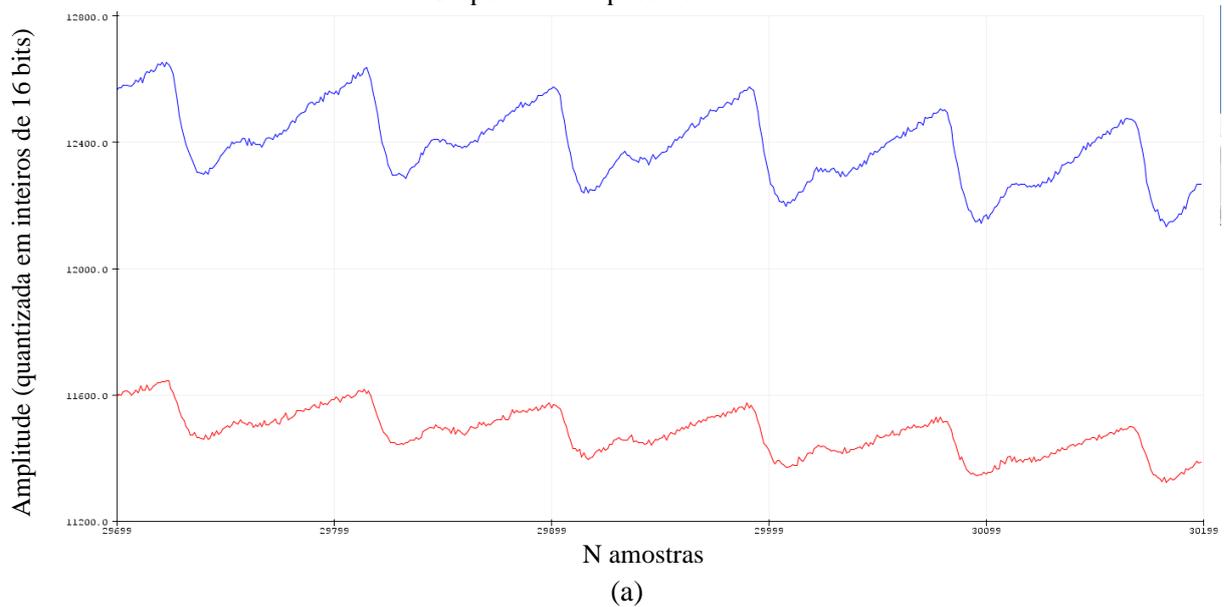
$$H(z) = 0,04613 \cdot \frac{1 + 2 \cdot z^{-1} + 1 \cdot z^{-2}}{1 - 1,307 \cdot z^{-1} + 0,4918 \cdot z^{-2}} \quad (13)$$

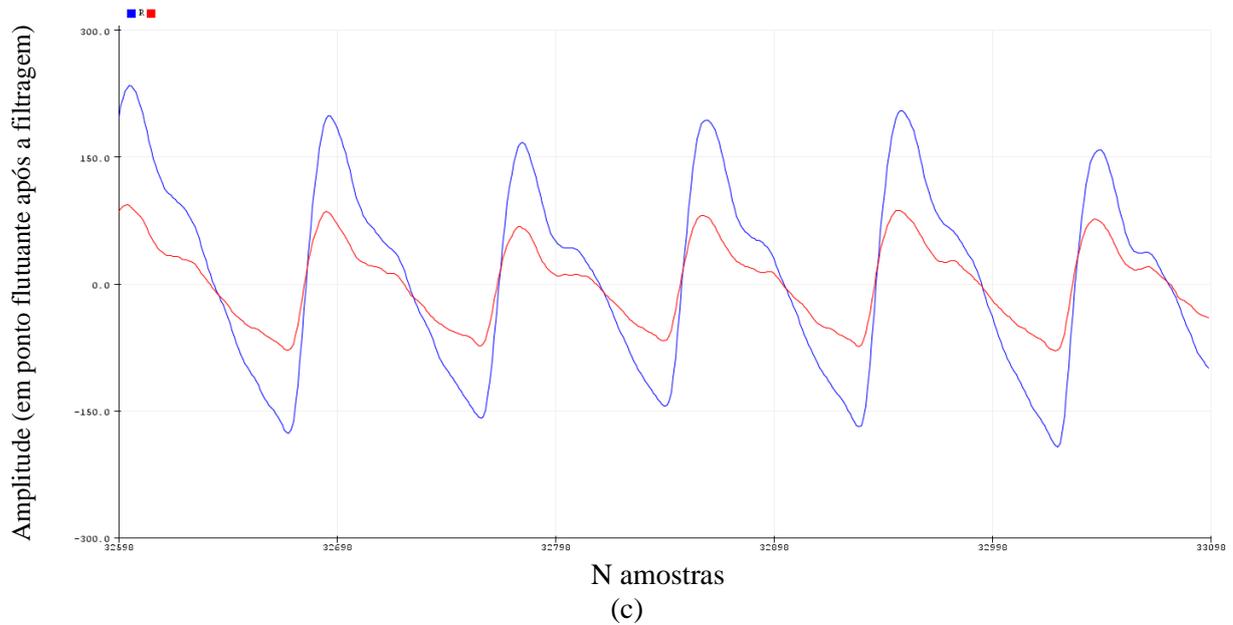
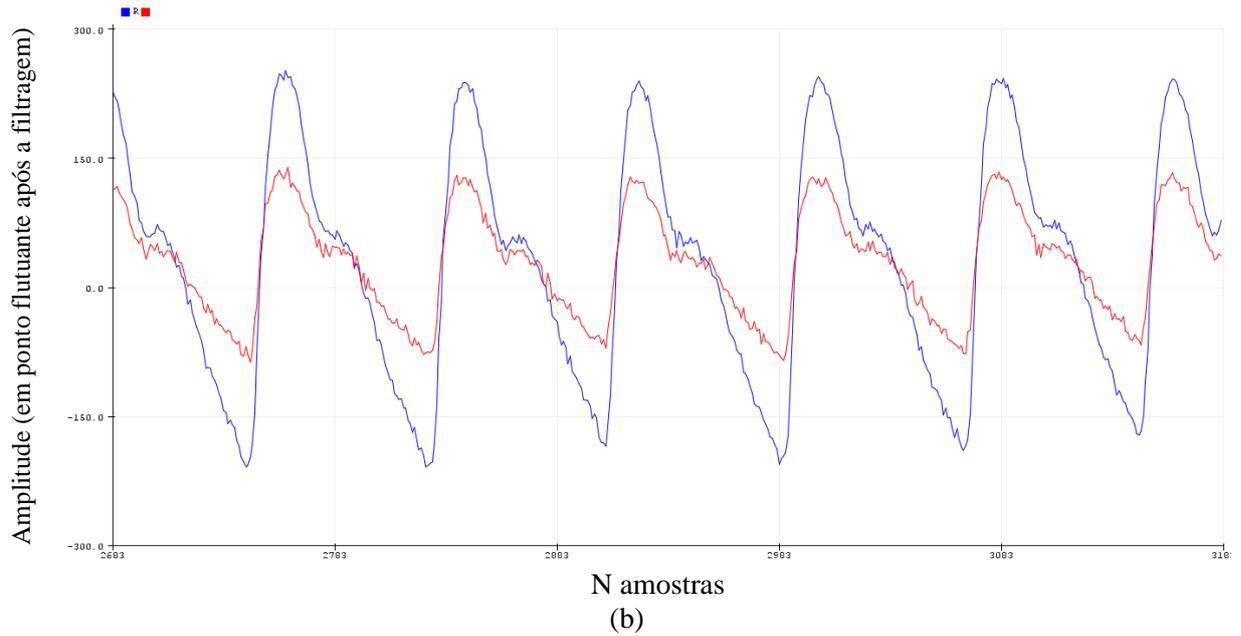
Figura 70 - Resposta em frequência da magnitude (curva em cor azul) e fase em Graus (curva em cor laranja) do filtro passa-baixa Butterworth 2ª ordem



Fonte: O Autor (2021).

Figura 71 - (a) Dados brutos de PPG coletados pelo MSO, cuja cor azul representa o PPG IR e cor vermelha representa o PPG Red; (b) Dados de PPG após o filtro passa-alta “DC Blocker”; (c) Dados de PPG após o filtro passa-baixa Butterworth

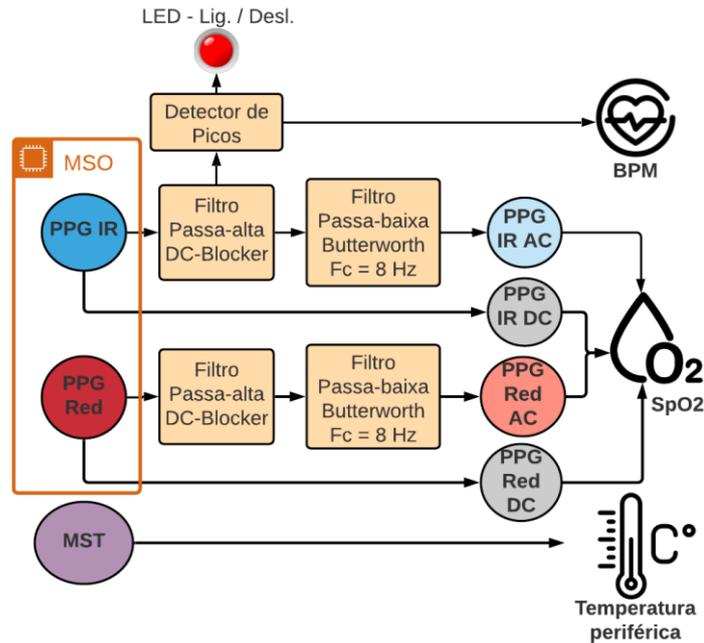




Fonte: O Autor (2021).

A escolha de utilizar filtros digitais recursivos, tornam o processamento do sinal em tempo real e baixo custo operacional. A medida em que os sinais são devidamente filtrados, os algoritmos de obtenção do SpO₂ e do BPM são alimentados por esses dados processados, assim realizando as próximas etapas de aquisição do SpO₂ e BPM, conforme ilustrado no fluxograma da Figura 72. A aquisição da temperatura em °C é adquirida de forma direta através da leitura de um registrador presente no MST.

Figura 72 - Fluxograma das rotinas executadas pelo MCP para captura e tratamento dos sinais digitais para aquisição do BPM, SpO₂ e temperatura periférica



Fonte: O Autor (2021).

4.2.1.1 Cálculo do SpO₂

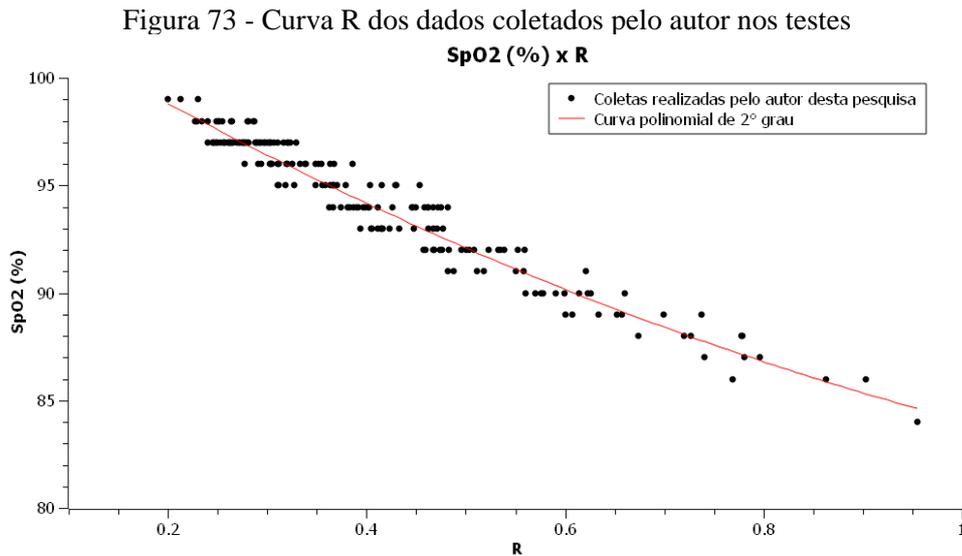
Conforme citado no tópico 2.2, o procedimento de calibração se tornou necessário para estimação mais precisa do SpO₂. Além disso, o modelo matemático utilizado para o cálculo do SpO₂ é influenciado diretamente pelas configurações dos dispositivos de PPG, como potência dos LEDs, taxa de amostragem e resolução. Sabe-se que através da Figura 6, o SpO₂ possui uma relação não-linear com o parâmetro R. Baseado nos métodos de calibração disponibilizada pela fabricante (MAXIM INTEGRATED, 2021a), os seguintes procedimentos de calibração empírica foram adotados:

- Implementou-se em *firmware* processos recursivos de cálculo do parâmetro R para serem exibidos na tela do computador, através das componentes AC e DC dos sinais de PPG processados digitalmente;
- Foi adquirido um oxímetro de pulso comercial fabricado pela G-TECH, cujo modelo é o Oled Graph MD300C23 (GTECH, 2021). Este oxímetro de pulso comercial foi considerado como referência para a obtenção dos valores de SpO₂ (cuja tecnologia utilizada é o PPG por transmissão), calibrado e homologado por órgãos nacionais competentes;
- Foram realizados diversos testes (no próprio autor) munido do MSO e do oxímetro de pulso comercial MD300C23. Através desses testes, foram obtidos aproximadamente

170 pontos de SpO₂ (variando entre 99% e 83%) adquiridos pelo oxímetro de referência e o parâmetro R (variando entre 0,3 e 1,2) obtido pelo MSO;

- d) Após as coletas, uma regressão polinomial de 2º grau foi traçada, adquirindo a seguinte curva R (ilustrada na Figura 73) descrita pela equação:

$$SpO_2 = 105,1213 - 26,13.R + 5,80.R^2 . \quad (14)$$



Fonte: O Autor (2021).

Desta forma, através da implementação em *firmware* da Equação (4) e Equação (14), tornou-se possível o cálculo do SpO₂.

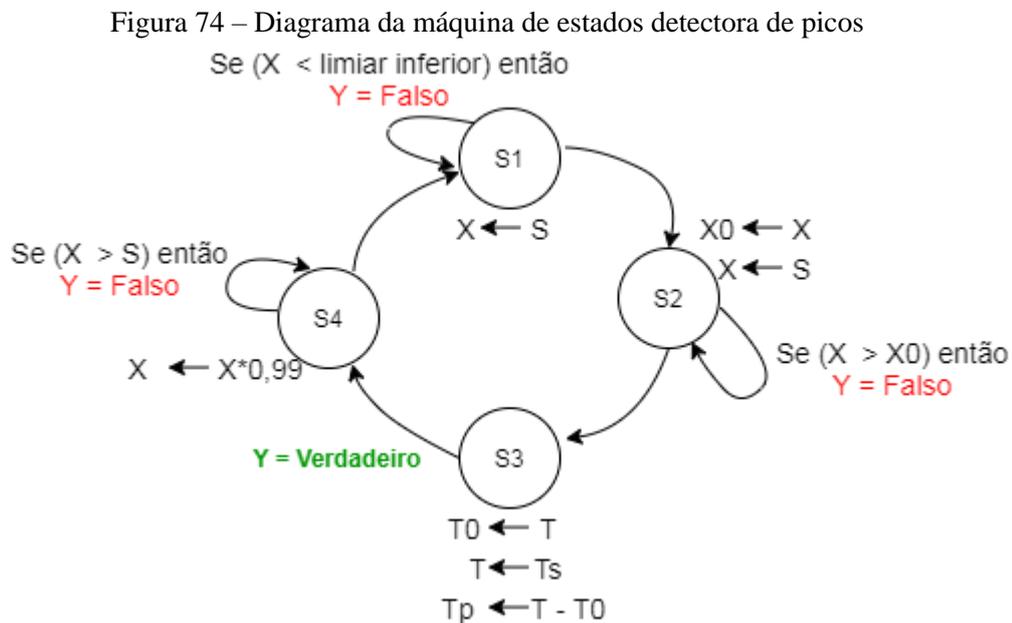
4.2.1.2 Detector de picos e estimação da frequência cardíaca

Após o pré-processamento digital dos dados de PPG IR através do filtro passa-alta conforme ilustrado na Figura 71(b), obtêm-se um sinal apto para o uso do algoritmo de detecção de picos. Uma máquina de estados Moore foi implementada constituída de 4 estados, cuja entrada da máquina é a variável S (equivalente as componentes AC do sinal PPG IR) e saída Y (Verdadeiro ou Falso). A máquina de estados funciona da seguinte forma:

- S1: Captura dos dados de PPG IR em S; X recebe o valor S. Se o valor adquirido X for menor que um limiar inferior previamente configurado, continua neste estado e a saída Y é Falso, senão pula para o estado S2;
- S2: Captura dos dados de PPG IR em S; X0 recebe valor de X e X recebe o valor de S. Se o atual valor de X for maior que seu valor anterior X0, então continua neste estado e a saída Y é Falso, senão pula para o estado S3;

- c) S3: Pico é detectado; a variável auxiliar T0 recebe o valor do tempo em milissegundos (através de *timers*) da última detecção de pico T; variável T recebe tempo atual Ts após a detecção do pico; mensura-se o intervalo entre o tempo do pico atual T e o tempo do pico anterior T0. Posteriormente, o intervalo é armazenado numa variável global Tp. A saída Y vai para Verdadeiro e segue para o estado S4;
- d) S4: Captura dos dados de PPG IR em S; Variável X é multiplicado recursivamente por um fator de 0,99 do seu valor anterior. Enquanto X for maior que S, continua neste estado S4 de decaimento e a saída Y é Falso. Se X for menor ou igual a S, então vai para o estado S0.

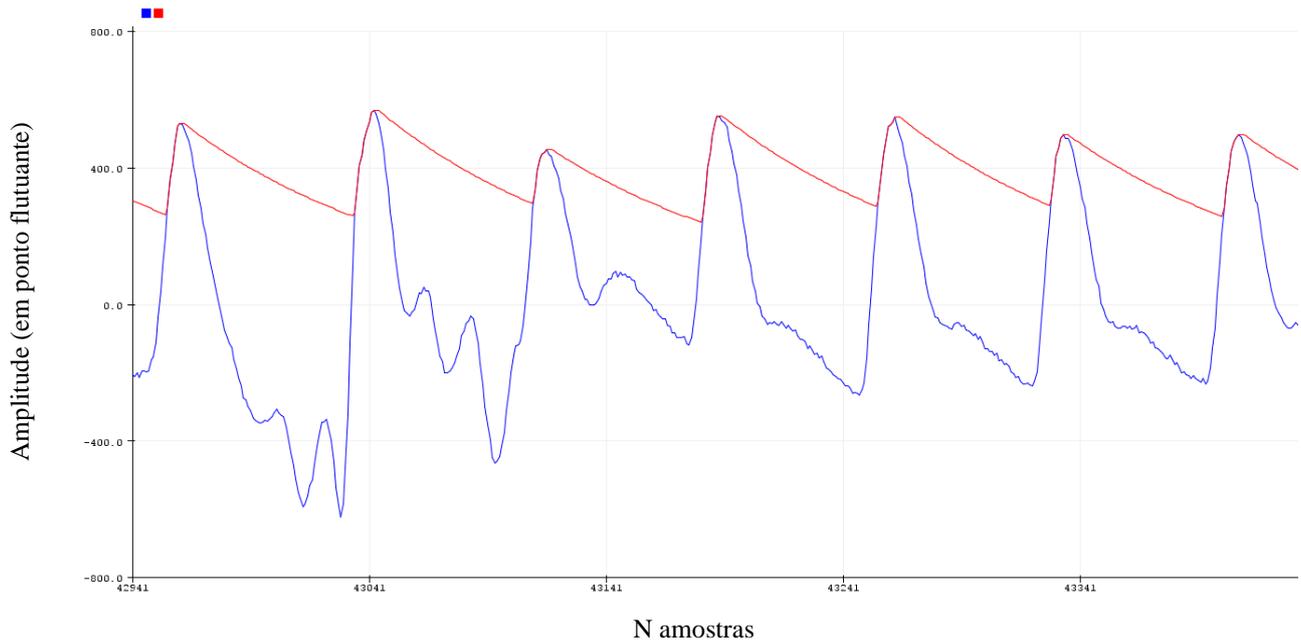
A Figura 74 ilustra o diagrama da máquina de estados implementada para a detecção de picos de sinais.



Fonte: O Autor (2021).

Esta máquina de estados foi implementada em *firmware* e validada, conforme a Figura 75, onde é possível observar os valores obtidos da variável S em cor azul (referente aos dados de PPG IR) e os valores de X em cor vermelha em tempo real no monitor do computador. Pode-se observar que tal máquina de estados foi concebida para ser um método mais eficiente do que os métodos simples de detecção de limiares utilizando apenas comandos do tipo *if..else*. Pode-se observar que nos três primeiros picos do gráfico em azul, foram inseridos propositalmente artefatos de movimento e o algoritmo conseguiu detectar picos do PPG IR, o que torna tal método de detecção de pico responsivo e tolerável a possíveis erros na detecção do PPG.

Figura 75 - Ilustração do funcionamento da máquina de estados implementada para detecção de picos



Fonte: O Autor (2021).

Desta forma, através da detecção de picos e com auxílio de *timers*, com precisão de milissegundos, o período entre os picos é mensurado, tiram-se a média aritmética de 6 intervalos de detecção de seis picos consecutivos $Tp_{média(ms)}$ e a frequência cardíaca em batimentos por minuto é calculada através da equação:

$$BPM = \frac{60000}{Tp_{média(ms)}}. \quad (15)$$

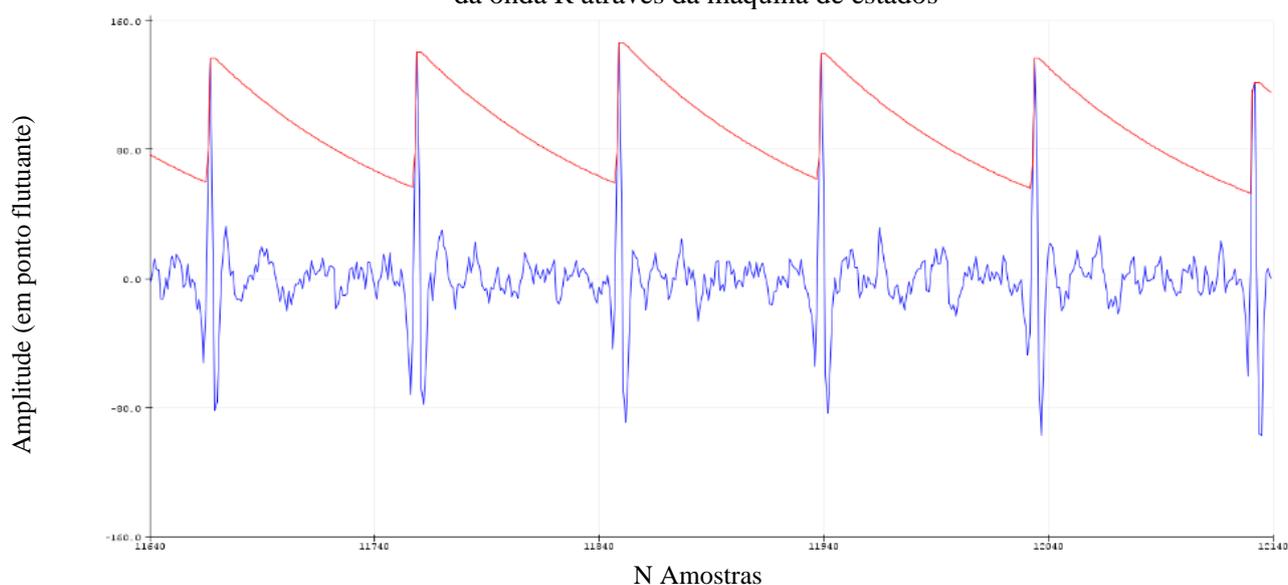
Como forma de identificação e confirmação do funcionamento adequado de captura dos sinais proveniente do MSO, a utilização de um LED vermelho nos protótipos (conforme a Figura 65) se tornou necessária. Desta forma, o usuário consegue se certificar de forma visual que os sinais de PPG estão estáveis e os picos estão sendo detectados recursivamente. Tal certificação de estabilidade do sinal de PPG é essencial para estimações adequadas dos sinais vitais que possuem como parâmetro de entrada os sinais de PPG, como o BPM, SpO2 e pressão arterial.

4.2.2 Interface entre MCP e MSECG

De acordo com a Figura 38, a saída analógica do MSECG é conectada a uma das portas do conversor A/D do microcontrolador. A conversão A/D do sinal de ECG é realizada logo após a aquisição de uma amostra do PPG (ou seja, taxa de amostragem de 100 amostras por segundo) e posteriormente submetido ao filtro passa-alta “DC Blocker”.

O mesmo algoritmo utilizado na máquina de detecção de picos implementada para os sinais de PPG foi utilizada para os sinais digitalizados do ECG, cujo objetivo é adquirir os tempos de ocorrência dos picos da onda R e em conjunto com os tempos de detecção dos picos de PPG, tornar-se possível a estimação do parâmetro PAT. A Figura 76 ilustra a componente AC do sinal de ECG (em cor azul) e a detecção dos picos da onda R pela máquina de estados (em cor vermelha).

Figura 76 – Digitalização do ECG pelo MCP plotados no monitor do computador e detecção dos picos da onda R através da máquina de estados



Fonte: O Autor (2021).

Como forma de identificação e confirmação do funcionamento adequado de captura dos sinais proveniente do MSECG, foi utilizado um LED verde no protótipo (conforme a Figura 65). Desta forma, o usuário certifica o funcionamento adequado de detecção dos picos dos sinais de ECG. Os procedimentos de detecção da onda R são menos toleráveis as fontes de erro em comparação aos sinais de PPG, pois a medida em que o usuário realiza movimento ou ativação muscular do membro superior esquerdo, sinais de eletromiografia (EMG) mascaram o complexo QRS do ECG e detecções inválidas da onda R podem ocorrer. Desta forma, é recomendável que o usuário estabilize seu braço sobre um apoio e mantenha o membro superior esquerdo totalmente relaxado para o funcionamento apropriado do algoritmo.

4.2.3 Estimação da pressão arterial

Através dos sinais digitalizados de PPG e ECG (conforme demonstrado nos tópicos 4.1.2 e 4.1.3), o MCP se torna capaz de estimar a pressão sistólica ou SBP (abreviação em

inglês de *Systolic Blood Pressure*) e pressão diastólica ou DBP (abreviação em inglês de *Diastolic Blood Pressure*) através da frequência cardíaca e o parâmetro PAT.

De forma geral, o algoritmo implementado para o cálculo do SBP e DBP é ilustrado no digrama de blocos da Figura 77, onde o MCP adquire as componentes AC dos sinais digitalizados de ECG e PPG IR e são inseridos em máquinas de estados detectores de pico. A cada detecção de pico do sinal PPG, o LED vermelho muda de estado de aceso para apagado ou vice-versa. Tal procedimento é executado de forma semelhante na detecção de pico da onda R do ECG, porém com o LED verde. Através dos *timers* utilizados durante as detecções de pico de PPG e ECG, mensura-se em milissegundos o intervalo de atraso do PPG em relação ao ECG, ou seja, o PAT. Este procedimento é realizado ciclicamente até o sexto pico consecutivo detectado no PPG, onde é calculado a média aritmética de seis intervalos PATs. Ao adquirir o PAT médio em milissegundos (PAT_m) e a frequência cardíaca em *BPM*, foram utilizadas equações baseadas nos modelos matemáticos explorados nos artigos (MANLISES *et al.*, 2016; LAZAZZERA *et al.*, 2019) para a estimação do SBP e DBP, dadas por:

$$SBP_{mmHg} = 103,8 - 0,0777 \cdot BPM + 0,02449 \cdot Td, \quad (16)$$

$$DBP_{mmHg} = 55,96 - 0,02912 \cdot BPM + 0,02302 \cdot Td, \quad (17)$$

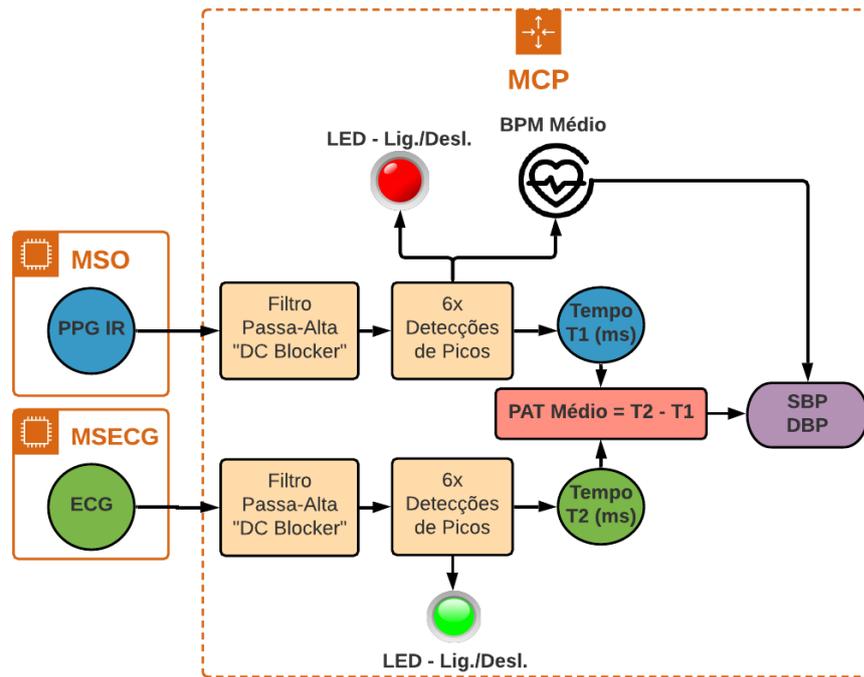
e

$$Td = \frac{60000}{BPM} - PAT_m. \quad (18)$$

Dentre outros modelos de equações apresentados por (MANLISES *et al.*, 2016), as Equações (16) e (17) foram utilizadas, pois elas apresentaram os melhores resultados em testes preliminares. Embora os dois autores utilizaram o PTT como parâmetro de entrada, neste trabalho a aproximação entre o PAT e PTT foi considerada, pois a medida em que a onda de pressão se distancia do coração, o impacto do atraso eletro-mecânico do coração, ou PEP, torna-se pequeno (SHARMA *et al.*, 2017). De forma qualitativa, ao analisarmos as Equações (16), (17) e (18), pode-se notar uma relação inversa entre o PAT e SBP/DBP.

Outros modelos matemáticos são apresentados na literatura com níveis de complexidade computacional superiores as utilizadas neste trabalho (MUKKAMALA *et al.*, 2013; SHARMA *et al.*, 2017; ELDENDI *et al.*, 2019). Porém, tal método foi eleito adequado neste presente estudo, devido os resultados satisfatórios apresentados na literatura e reduzido custo computacional para o MCP.

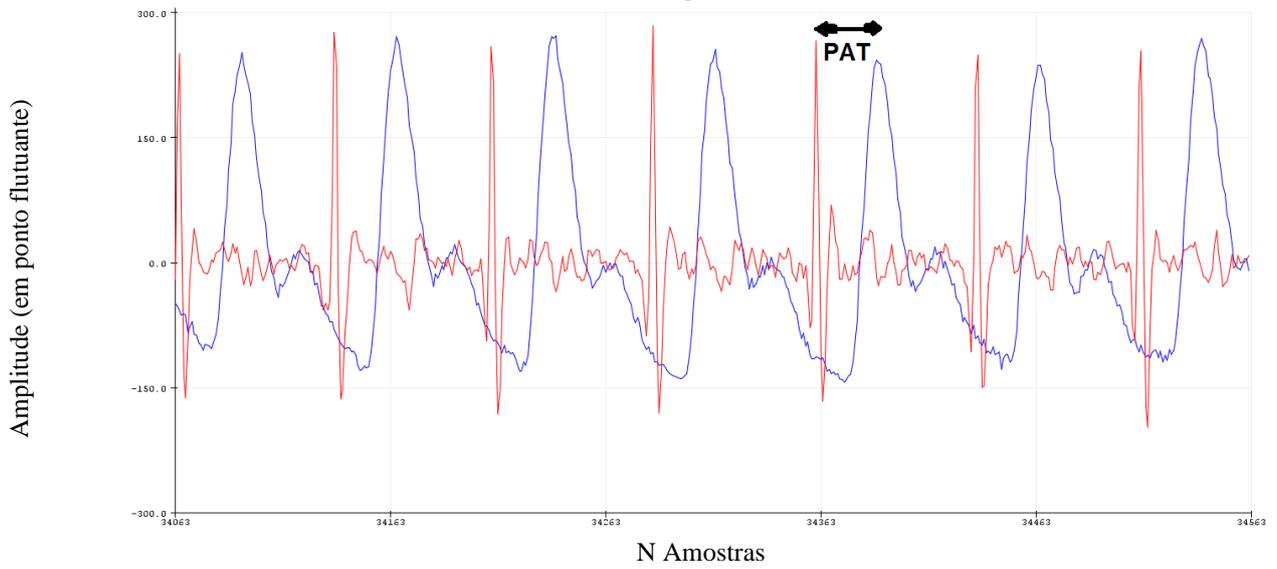
Figura 77 - Fluxograma das rotinas de detecção dos picos dos sinais de ECG e PPG para a obtenção do PAT e em seguida o SBP e DBP



Fonte: O Autor (2021).

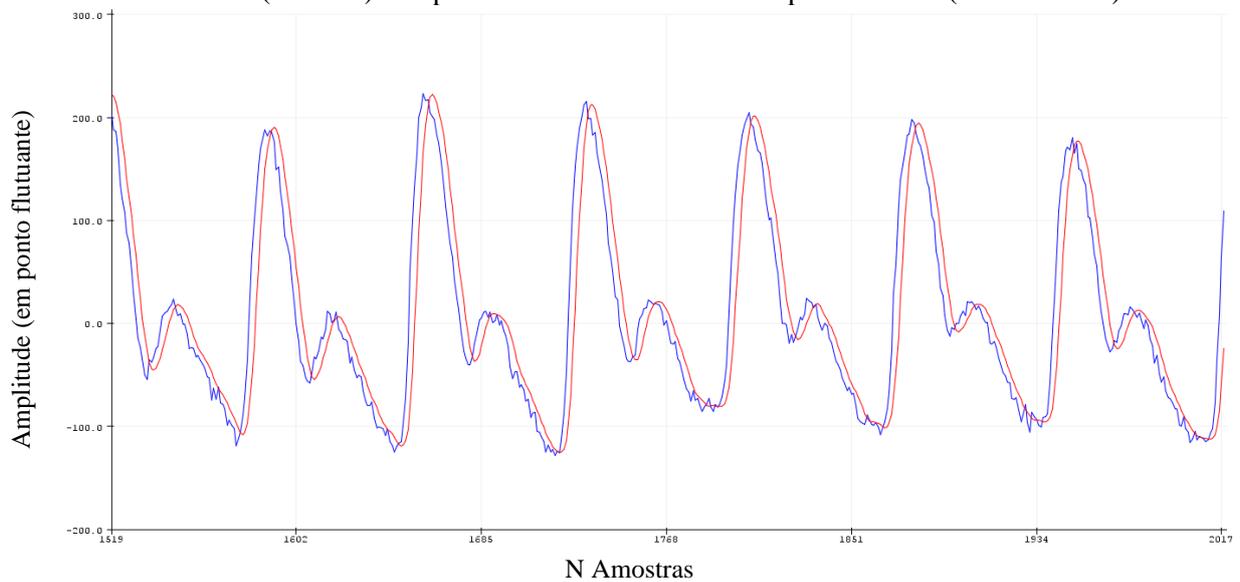
A Figura 78 ilustra nitidamente o pico da onda R do ECG (representado em cor vermelha) e logo após um determinado tempo, o pico do PPG (representado em cor azul). Tais sinais foram adquiridos logo após o filtro passa-alta "DC Blocker". Pode-se observar que o sinal de PPG possui formas de onda serrilhadas ao longo do seu contorno, podendo em alguns casos os picos não seguirem uma subida ou descida uniforme em comparação ao pico do sinal de ECG, devido à presença frequências superiores a faixa predominante do sinal de PPG. A isenção de filtros digitais passa-baixa nos sinais de PPG para o procedimento de detecção de pico é justificada pela conservação da sincronização do sinal de PPG com o ECG. A Figura 79 ilustra visualmente a defasagem temporal do sinal filtrado pelo filtro Butterworth 2ª ordem com frequência de corte de 8 Hz (em cor vermelha) em comparação com o sinal de PPG sem filtro passa-baixa (em cor azul), tal fato é justificado pelo comportamento da fase da resposta em frequência ilustrada na Figura 70. Embora o filtro passa-alta "DC Blocker" provoque defasagem temporal, devido a fase da resposta em frequência ilustrada Figura 69, tal atraso se torna tolerável ao compararmos os sinais de ECG e PPG antes e depois da aplicação do filtro "DC Blocker", conforme a Figura 80 e Figura 81 respectivamente. Portanto, é assegurado sincronização e estabilização toleráveis dos sinais de ECG e PPG ao longo da origem durante a execução dos algoritmos de detecção de pico.

Figura 78 - Ilustração do atraso PAT entre o pico do PPG (indicado pelo sinal de cor azul) e o pico da onda R do ECG (indicado pelo sinal de cor vermelha)



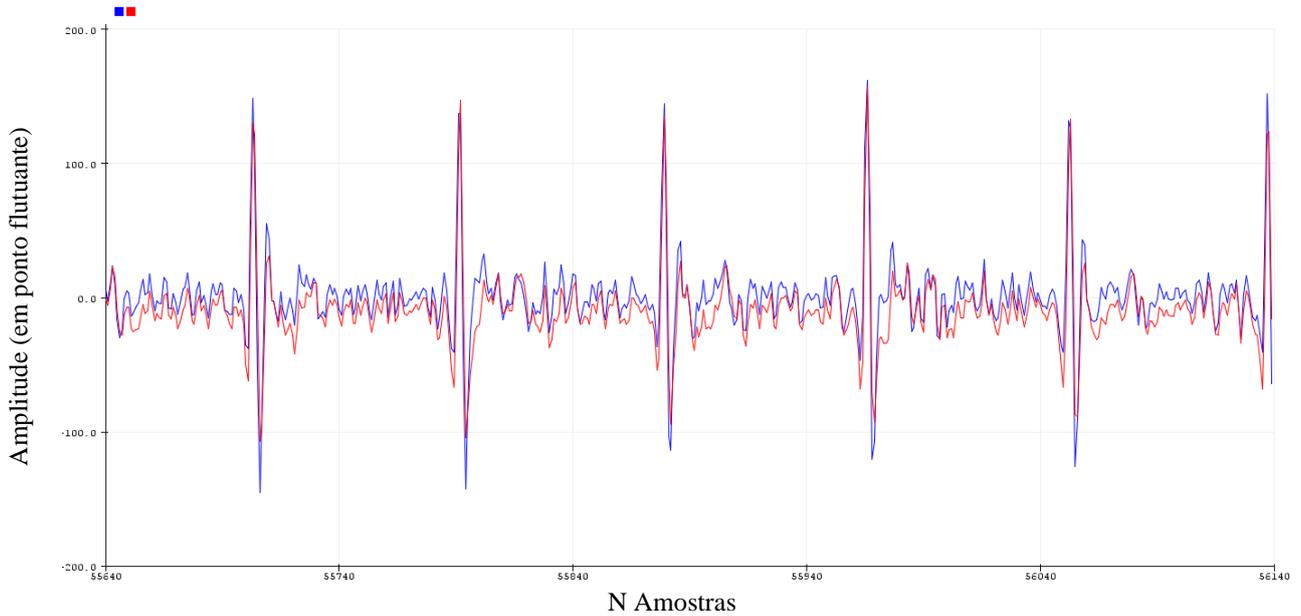
Fonte: O Autor (2021).

Figura 79 - Ilustração do atraso provocado pelo filtro passa-baixa em relação ao sinal de PPG antes do filtro (cor azul) comparado com o sinal de PPG depois do filtro (cor vermelha)



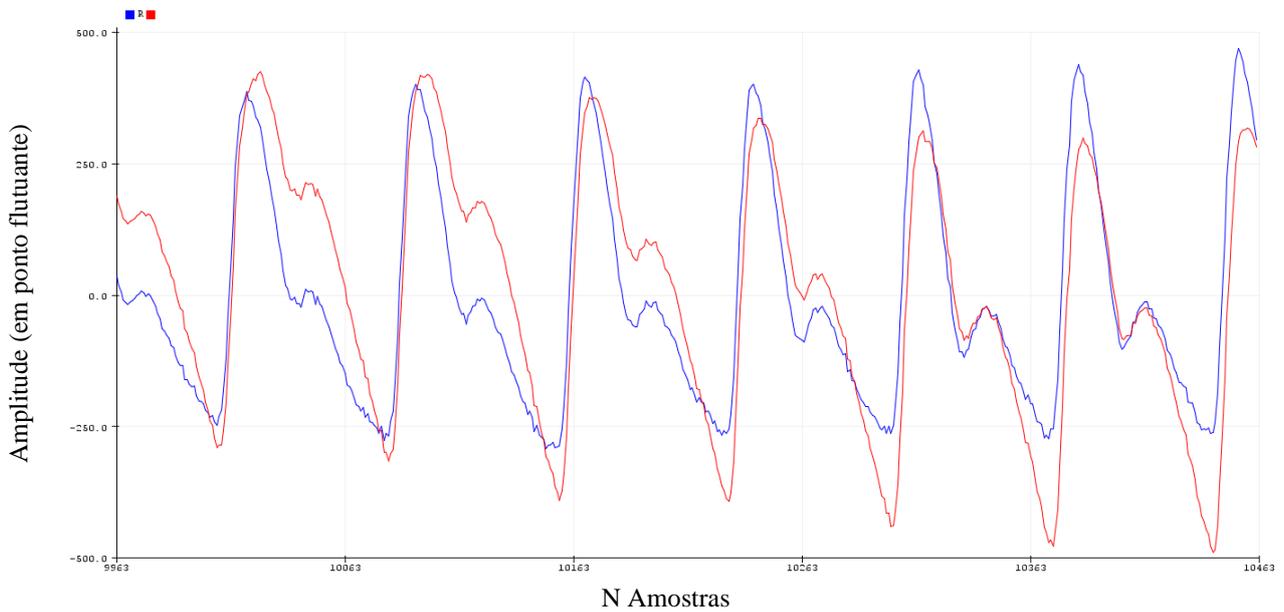
Fonte: O Autor (2021).

Figura 80 - Ilustração dos sinais de ECG antes (em cor vermelha) e depois (em cor azul) do filtro “DC Blocker”



Fonte: O Autor (2021).

Figura 81 - Ilustração do sinal de PPG antes (em cor vermelha) e depois (em cor azul) do filtro “DC Blocker”



Fonte: O Autor (2021).

4.2.4 Interface entre MCP e MNFC

Nas primeiras etapas de configuração de comunicação do MNFC (conforme a Figura 67), o gerenciamento da memória SRAM do MNFC é efetuada pelo MCP. Baseadas nas especificações de transferência de mensagens entre dois dispositivos NFC, os dados adquiridos nas etapas anteriores (BPM, SpO2, temperatura, SBP, DBP e PAT) são codificados de inteiros

para símbolos representados na tabela ASCII e enviados em forma de *string* de tamanho fixo de 9 caracteres. Tal *string* é formatada, encapsulada em cabeçalhos em padrão de mensagens NDEF e enviadas ao MNFC pelo MCP via comunicação I2C.

Como descrito no fluxograma da Figura 67, a cada rodada de coleta dos sinais vitais, os dados são encaminhados para o MNFC, a memória SRAM é atualizada e os dados são disponibilizados periodicamente para o usuário até o fim da vida útil da bateria do protótipo semi-passivo. No protótipo passivo, os dados são armazenados temporariamente na memória SRAM para serem dinamicamente lidos enquanto o *smartphone*, pareado com o protótipo, comunica-se e energiza simultaneamente o protótipo passivo.

4.3 SOFTWARE

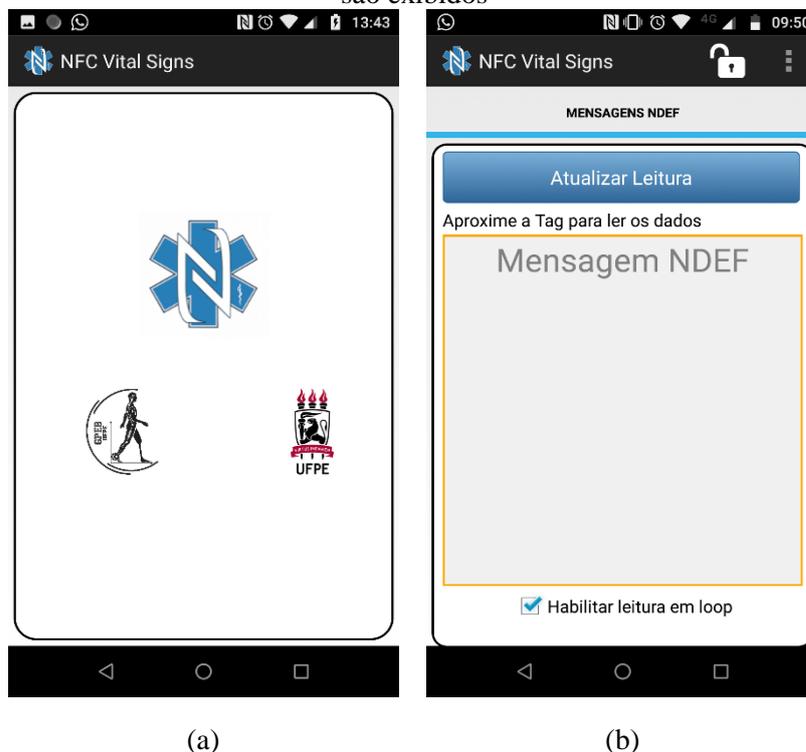
Devido aos distintos funcionamentos dos protótipos semi-passivo e passivo, surgiu a necessidade do desenvolvimento de dois aplicativos para *smartphones* em plataforma Android, cujos principais objetivos de ambos é prover uma interface de comunicação NFC para a captura dos valores de BPM, SpO₂, temperatura periférica, SBP, DBP e PAT disponibilizados pelos protótipos através do MNFC. Embora o PAT possa não ser considerado um sinal vital, o valor do PAT é disponibilizado para possíveis estudos estatísticos sobre a relação entre o PAT e outros sinais vitais.

4.3.1 Aplicativo NFC Vital Signs

Através do aplicativo chamado “NFC Vital Signs”, baseado no trabalho realizado por (ALEIXO *et al.*, 2019) e documentações disponibilizadas pela fabricante do chip NFC (NXP, 2021b), tornou-se possível realizar de forma simultânea leituras dinâmicas dos sinais vitais e transferência de energia sem fio do *smartphone* ao protótipo passivo enquanto ambos os dispositivos permanecem pareados. Tal aplicativo foi desenvolvido na plataforma de desenvolvimento nativo do sistema Android, chamado Android Studio (ANDROID, 2021), cuja linguagem utilizada foi o Java, onde foi possível concebê-lo com as devidas funcionalidades desejadas.

O aplicativo possui no total 2 layouts de telas, onde a primeira tela é uma tela de espera de 2 segundos ilustrada na Figura 82(a). Posteriormente, é exibida a tela principal (ilustrado na Figura 82(b)) indicando o campo onde as mensagens (formatadas no padrão NDEF) advindas do protótipo passivo são exibidas durante o pareamento. Os dados são exibidos em textos simples onde a frequência cardíaca é exibida em BPM, SpO₂ em valor percentual, temperatura periférica em °C, SBP e DBP em mmHg e o PAT em milissegundos.

Figura 82 - Interface do aplicativo desenvolvido para a comunicação NFC entre o *smartphone* e o protótipo passivo. (a) Tela de espera do aplicativo (b) Tela principal do aplicativo onde os sinais vitais são exibidos



Fonte: O Autor (2021).

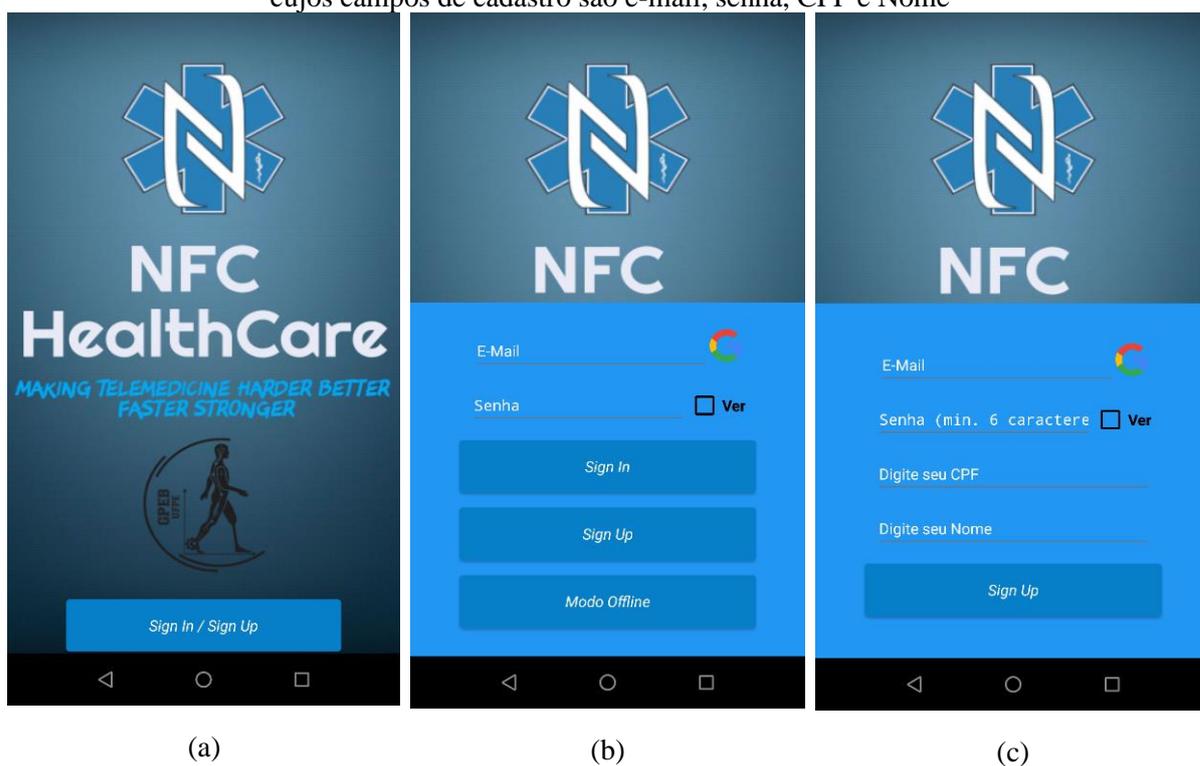
4.3.2 Aplicativo NFC HealthCare

O aplicativo “NFC HealthCare” foi desenvolvido para uma leitura rápida dos sinais vitais disponibilizados pelo protótipo semi-passivo, armazenamento e gerenciamento dos dados online ou offline. Tal aplicativo foi desenvolvido através da plataforma online gratuita chamado Kodular (KODULAR, 2021), cuja programação se baseia em módulos em formato de blocos disponibilizados pela própria plataforma de desenvolvimento de *apps* sem a necessidade de conhecimentos avançados de programação de software. No entanto, a plotagem gráfica interativa dos sinais vitais foi modelada na linguagem JavaScript. Esta plataforma foi utilizada para auxílio e rapidez nos processos de prototipação, validação das técnicas e algoritmos de gerenciamento do sistema de monitoramento de sinais vitais via NFC.

Devido ao protótipo semi-passivo ter sua própria fonte de alimentação independente, os sinais vitais são adquiridos sem a necessidade do pareamento constante entre o protótipo e o *smartphone*. A cada ciclo de aquisição dos sinais vitais, os dados são armazenados na memória do MNFC e disponibilizados para serem lidos pelo *smartphone*. O aplicativo possui no total 4 layouts de telas.

A primeira tela (ilustrada na Figura 83(a) e Figura 83(b)) exibe opções de escolha da modalidade com que o usuário deseja administrar os dados coletados. O modo online é habilitado quando o usuário entra com sua conta de e-mail e senha cadastrados no sistema através do preenchimento dos campos e botão “Sign In”. Este modo permite que o usuário cadastrado possa registrar seus sinais vitais num banco de dados (BD) local presente no *smartphone* e no BD em nuvem de tempo real chamado Firebase (banco de dados em nuvem de uso gratuito disponibilizado pela Google <https://firebase.google.com>). Caso o usuário não tenha conta cadastrada, basta cadastrar uma conta utilizando seu e-mail, senha, CPF e Nome (conforme a Figura 83(c)) para ter acesso as funcionalidades do modo online. O modo offline não necessita de cadastro para utilizá-lo. Ao clicar no botão “Modo Offline” (conforme a Figura 83(b)), o usuário apenas poderá registrar seus sinais vitais no BD local.

Figura 83 - (a) Tela inicial do aplicativo “NFC HealthCare”; (b) Aba de login para o modo online ao clicar no botão “Sign In”, para acessar o menu de cadastro é necessário clicar no botão “Sign Up” e para iniciar o modo offline é necessário clicar o botão “Modo Offline”; (c) Aba de cadastro do usuário cujos campos de cadastro são e-mail, senha, CPF e Nome



Fonte: O Autor (2021).

Após a tela de login, a tela principal é exibida (ilustrada na Figura 84(a)), constituída de funcionalidades para o gerenciamento dos dados lidos e armazenados. Nos respectivos campos de “BPM”, “SpO2 %”, “Temp. °C”, “SBP.DBP mmHg / PAT ms” são exibidos respectivamente os dados de frequência cardíaca em BPM, saturação sanguínea de oxigênio

em %, temperatura periférica em °C, SBP/DBP em mmHg e o PAT em milissegundos após a leitura dos sinais vitais. O botão de “Salvar”, ao ser clicado, registra os sinais vitais lidos no BD local e no Firebase, caso esteja em modo online. Os botões presentes abaixo do “Config Log” são responsáveis por configurar o método de exibição dos dados previamente armazenados de acordo com datas e horas ou últimos “#” registros salvos no BD local.

Após a etapa de configuração, ao clicar no botão “NFC Vital Log” o aplicativo segue para a tela de exibição dos dados armazenados (conforme a Figura 84(b) que ilustra dados simulados como demonstração). Nesta tela de exibição, os dados são ordenados em cores (BPM em cor vermelha, SpO2 em cor azul, temperatura em cor laranja, SBP em cor roxa, DBP em cor verde e PAT em cor rosa) e em ordem cronológica de acordo com a configuração definida pelo usuário na tela anterior (ver Figura 84(a)). Os gráficos são plotados de forma interativa de acordo com a necessidade do usuário em plotar os sinais desejados habilitando-os ou desabilitando-os, conforme a Figura 84(c). Nesta tela, no canto superior esquerdo, há o botão em cor cinza, cuja função é sincronizar todos os dados existentes no Firebase para a respectiva conta que o usuário está utilizando. No canto superior direito, o botão de cor azul possui a funcionalidade de apagar apenas os dados no BD local da respectiva conta. Caso o usuário deseje voltar para a tela principal (ver Figura 84(a)), basta clicar no botão “NFC Reader”.

A funcionalidade de calibração foi implementada para a estimação da pressão arterial, onde ao clicar no campo “Calibração” ilustrada na tela do canto superior direito da Figura 84(a), a tela de calibração é exibida, conforme a Figura 84(d).

Para calibração do protótipo semi-passivo pelo usuário, é necessária uma leitura inicial dos sinais vitais pelo protótipo descalibrado, a fim de obter o parâmetro PAT para calibração, intitulado de PAT_{Cal} . Posteriormente, são adquiridos os parâmetros de frequência cardíaca em BPM, pressão sistólica e diastólica em mmHg (BPM_{Cal} , SBP_{Cal} e DBP_{Cal}) por um monitor comercial de pressão sanguínea calibrado. Os dados de BPM_{Cal} , SBP_{Cal} e DBP_{Cal} são inseridos nos respectivos campos apresentados na tela de calibração (ver Figura 84(d)). Ao clicar em “Salvar”, os coeficientes de correção k_{SBP} e k_{DBP} são calculados no aplicativo, conforme as equações:

$$k_{SBP} = 0,02449 \cdot (PAT_{Cal} - PAT_{SBP_{cal}}), \quad (19)$$

$$k_{DBP} = 0,02302 \cdot (PAT_{Cal} - PAT_{DBP_{cal}}), \quad (20)$$

$$PAT_{SBP_{cal}} = \frac{60000}{BPM_{Cal}} - \frac{1}{0,02449} \cdot (SBP_{cal} + 0,0777 \cdot BPM_{Cal} - 103,8) \quad (21)$$

e

$$PAT_{DBP_{cal}} = \frac{60000}{BPM_{cal}} - \frac{1}{0,02302} \cdot (DBP_{cal} + 0,02912 \cdot BPM_{cal} - 55,96). \quad (22)$$

Tais ajustes de calibração se basearam no método implementado por (LAZAZZERA *et al.*, 2019), onde é realizado os cálculos dos parâmetros $PAT_{SBP_{cal}}$ e $PAT_{DBP_{cal}}$, através das Equações (21) e (22), obtidos pela reversão das Equações (16) e (17).

Desta forma, a cada leitura dos sinais vitais efetuada pelo *smartphone*, os fatores de correção (k_{SBP} e k_{DBP}) são somados com os valores de SBP e DBP calculados pelo protótipo semi-passivo através das Equações (16), (17) e (18). As equações gerais para o cálculo de SBP e DBP realizado pelo sistema após a calibração são descritas pelas equações:

$$SBP_{mmHg} = 103,8 - 0,0777 \cdot BPM_m + 0,02449 \cdot Td + k_{SBP} \quad (23)$$

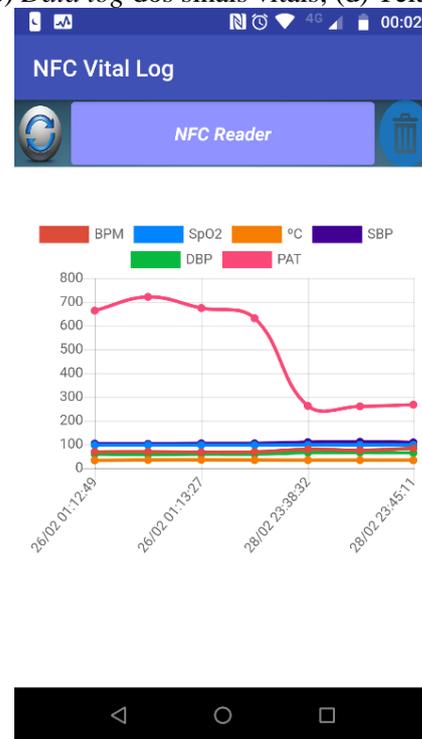
e

$$DBP_{mmHg} = 55,96 - 0,02912 \cdot BPM_m + 0,02302 \cdot Td + k_{DBP}. \quad (24)$$

Figura 84 - (a) Tela principal de exibição dos sinais vitais, botão de salvar e configuração de apresentação dos dados armazenados e calibração; (b) Interface gráfica de exibição dos dados coletados pelo *smartphone* distribuídos em cores; (c) *Data log* dos sinais vitais; (d) Tela de calibração



(a)



(b)



(c)

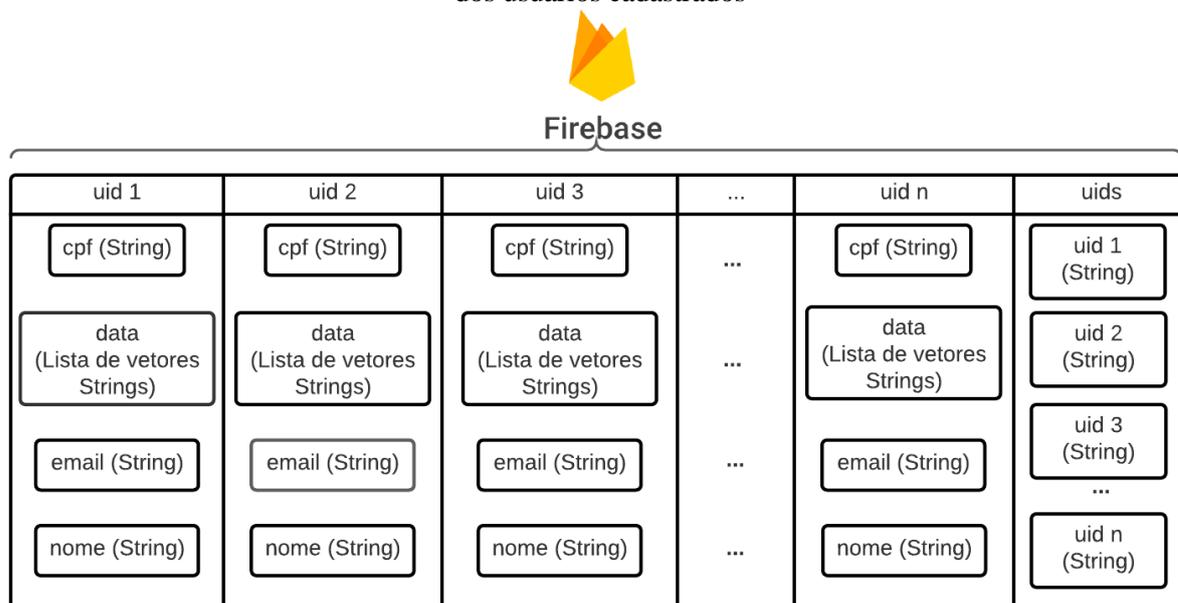
The screenshot shows the 'NFC Reader' app's calibration screen. The title is 'NFC Reader'. Below it, there's a greeting 'Bem Vindo, sjuxbs' with a checked 'Calibração' status. The section is titled 'Dados para calibração'. It contains three input fields: 'Digite o BPM', 'Digite o SBP', and 'Digite o DBP'. Below these fields are two buttons: 'Salvar' and 'Resetar Calibração'. The bottom of the screen shows the Android navigation bar.

(d)

Fonte: O Autor (2021).

Na plataforma do Firebase, ao ser cadastrado um novo usuário, uma chave primária e única de identificação é criada pela própria plataforma e são armazenadas no campo “uids”. Para cada usuário cadastro, tópicos chamados “cpf”, “e-mail” e “nome” são preenchidos de acordo com os textos escritos nos campos de cadastro conforme a Figura 83(c). A medida em que os dados são lidos e salvos no Firebase, os sinais vitais em forma de vetor de *strings* são inseridos no campo de “data”, cuja chave primária de identificação única representa o tempo em que a amostra foi salva no Firebase pelo usuário em formato de UNIX Timestamp (https://en.wikipedia.org/wiki/Unix_time). A Figura 85 ilustra a estrutura do BD implementado no Firebase. A Tabela 11 ilustra a estrutura dos vetores de dados contendo os sinais vitais que são armazenados no campo “data” do usuário com sua respectiva “uid”.

Figura 85 - Estrutura do BD implementado no Firebase para armazenamento online dos sinais vitais dos usuários cadastrados



Fonte: O Autor (2021).

Tabela 11 - Ilustração da estrutura dos vetores amostra salvos no BD do Firebase em nuvem e alguns exemplos

Chave Primaria	Tempo	BPM	SpO2	Temperatura	SBP	DBP	PAT
1613837679917	1613837679917	73	98	30.6	107	62	442
1613955665335	1613955665335	63	99	34.4	100	72	389
...

Fonte: O Autor (2021).

4.4 COLETA DE DADOS

Após o desenvolvimento dos protótipos, tornou-se necessária a validação dos sinais vitais adquiridos pelo sistema. Desta forma, contou-se com a colaboração do Laboratório de Interface Homem-Máquina (LIHOM), localizado no Departamento de Eletrônica e Sistema da Universidade Federal de Pernambuco, onde os testes efetuados com voluntários sob a aprovação prévia do comitê de ética cujo CAAE: 45209121.2.0000.5208. O parecer substanciado se encontra no Anexo I.

4.4.1 Recrutamento

4.4.1.1 Critério para tamanho da amostra

Durante a revisão bibliográfica, identificou-se que o tamanho médio das amostras nos trabalhos publicados é de 5 a 20 voluntários. Foram selecionados 13 voluntários para testes com os protótipos passivo e semi-passivo.

Nota-se que uma das propostas deste projeto é a validação do funcionamento do sistema de monitoramento de sinais vitais via NFC em diferentes indivíduos através dos protótipos, isto inclui a topologia implementada de comunicação entre as entidades presentes no sistema, os dados calculados indiretamente com auxílio de sensores e dos modelos matemáticos utilizados ou desenvolvidos nesta pesquisa. Em resumo, se o sistema tem o potencial de aderência ao telemonitoramento de sinais vitais. Neste trabalho não é abordado aspectos clínicos de reabilitação ou diagnóstico, podendo ser uma proposta para trabalhos futuros com maior número de voluntários e sujeito a novo comitê de ética.

4.4.1.2 Critério de inclusão

Pessoas com idade entre 18 anos e 70 anos, não sejam alérgicos ao contato com material de plástico, nylon, poliamida, ABS e PLA, que não apresentem sintomas de gripe ou resfriado e não seja diagnosticado ou tenham suspeita de COVID-19.

4.4.1.3 Critério de exclusão

Pessoas fora da faixa de idade previamente determinado, que apresentem desconforto ou sejam sensíveis a composição dos materiais do sistema que entram em contato com a pele, como plástico, nylon, poliamida, ABS e PLA, que apresentem sintomas de gripe ou resfriado e que seja diagnosticado ou tenham suspeita de COVID-19.

4.4.2 Protocolo de coleta dos dados

Os valores de referência de saturação de oxigênio e frequência cardíaca de cada voluntário foram retirados de um oxímetro de pulso portátil comercial fabricado pela G-TECH modelo MD300C23, cujo intervalo de medição de SpO₂ é situado entre 70 e 99 %, erro máximo de ± 3 % e resolução de 1%, enquanto o intervalo de medição do BPM é situado entre 30 e 235 bpm, erro máximo de ± 2 bpm e resolução de 1 bpm, conforme especificação técnica do fabricante (GTECHa, 2021).

Os valores de referência da pressão arterial foram retirados através do monitor de pressão arterial comercial fabricado pela OMRON modelo HEM-7122, que utiliza o método de oscilometria para aquisição da pressão arterial, intervalo de medição é situado entre 0 e 299 mmHg, erro máximo de ± 3 mmHg e resolução de 1 mmHg, conforme especificação técnica do fabricante (OMRON, 2021).

Os valores de referência da temperatura corpórea axilar foram retirados de um termômetro comercial digital fabricado pela Multilaser modelo HC070, cujo intervalo de

medição é situado entre 32,0 e 42,0 °C, erro máximo de $\pm 0,1$ °C e resolução de 0,1 °C, conforme especificação técnica do fabricante (MULTILASER, 2021).

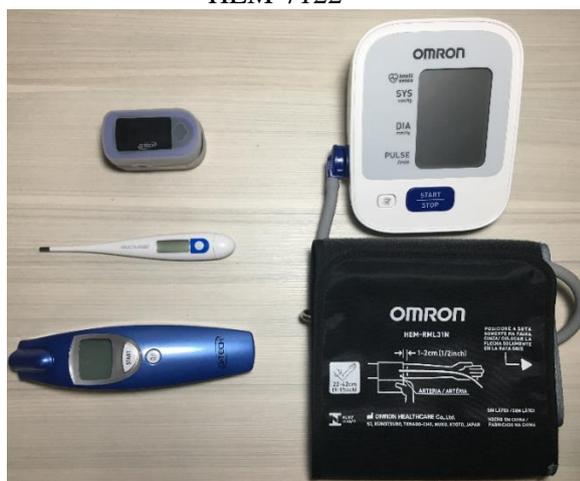
Os valores de referência da temperatura periférica foram retirados de um termômetro comercial digital infravermelho fabricado pela G-TECH modelo FR1DZ1, cujo intervalo de medição é situado entre 0 e 100 °C, erro máximo de $\pm 0,2$ °C e resolução de 0,1 °C, conforme especificação técnica do fabricante (GTECHb, 2021).

Desta forma, tornou-se possível realizar estudos estatísticos quanto a precisão das estimativas de BPM, SpO₂, temperatura periférica, SBP e DBP realizados pelos protótipos em comparação com equipamentos comerciais creditados e calibrados por órgãos nacionais competentes.

Os experimentos foram conduzidos através de 13 voluntários com diversas características: gênero feminino e masculino, de faixa etária entre 18 e 67 anos, com peles claras, pardas e escuras, com pesos e alturas diversos, sem escolaridade a pós-graduados.

A Figura 86 ilustra os quatro equipamentos comerciais utilizados como referência durante os testes de validação. O equipamento em formato de dedal de cor roxa a esquerda é o oxímetro de pulso MD300C23, logo abaixo se encontra o termômetro digital HC070 em cor branca e o termômetro infravermelho FR1DZ1. A direita da figura se encontra o monitor de pressão sanguínea HEM-7122 e seu manguito inflável em cor preta.

Figura 86 - Equipamentos comerciais utilizados como referência. A esquerda da figura é ilustrada o oxímetro de pulso MD300C23, logo abaixo do oxímetro se encontra o termômetro HC070 e o termômetro infravermelho FR1DZ1. A direita da figura se encontra o monitor de pressão sanguínea HEM-7122



Fonte: O Autor (2021).

Inicialmente os voluntários foram submetidos as entrevistas, conforme Apêndice A. Esta ficha questiona o voluntário sobre o gênero, idade, altura, escolaridade e peso. Validados

os critérios de inclusão, respeitando os protocolos de biossegurança e a concordância do voluntário com o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, é iniciado os procedimentos de coleta após a higienização dos equipamentos e protótipos com álcool gel 70%.

Os voluntários foram devidamente orientados quanto ao funcionamento do sistema e forma de uso dos protótipos em comparação com os já existentes no mercado. Posteriormente, foi solicitado que o participante se sente numa cadeira em posição confortável. Os testes foram conduzidos em 2 etapas para cada voluntário:

- a) **Etapa 1:** Os equipamentos de referência são devidamente posicionados no voluntário, assim como o protótipo passivo é posicionado em seu pulso esquerdo. O MSO é posicionado no dedo indicador esquerdo e os eletrodos descartáveis são posicionados ao longo do seu braço esquerdo. O MD300C23 é fixado na extremidade do dedo do meio e o manguito inflável do HIM-7122 é posicionado no braço esquerdo (aproximadamente 2 cm acima da dobra do cotovelo). O termômetro digital HC070 é posicionado na axila direita do usuário para aferição da temperatura corpórea e a temperatura periférica é medida através do termômetro infravermelho FR1DZ1 próximo ao pulso do voluntário, logo após as medições realizadas pelo protótipo. O posicionamento e uso dos equipamentos de referência se basearam nos seus respectivos manuais disponibilizados pelos fabricantes. Durante um intervalo de 60 minutos, são coletadas 10 amostras de SpO2 e frequência cardíaca, 5 amostras de SBP/DBP e 5 amostras da temperatura periférica e corpórea pelos equipamentos comerciais e protótipo passivo (através do *app* “NFC Vital Signs”). Tais coletas foram medidas em intervalos de tempo aproximadamente uniformes.
- b) **Etapa 2:** Os equipamentos comerciais permaneceram no usuário para serem utilizados novamente, porém o protótipo passivo foi substituído pelo semi-passivo. Antes do início das coletas, a etapa de calibração (descrito no tópico 4.3.2) é efetuada através *app* “NFC HealthCare” e os procedimentos de coleta foram conduzidos de forma semelhante a Etapa 1.

A Figura 87(a), Figura 87(b) e Figura 87(c) ilustram modelos de disposição dos equipamentos de referência e o protótipo (baseado na Figura 27) durante os testes de validação dos dados de BPM, SpO2, SBP, DBP e temperatura com os voluntários.

Após a finalização das coletas por cada participante, foi solicitado ao voluntário o preenchimento de um questionário (conforme o Apêndice B) de usabilidade do sistema proposto constituído de 6 perguntas (Q1, Q2, Q3, Q4, Q5 e Q6) com intuito de avaliar opiniões dos usuários com relação a:

- a) Q1: Dimensões físicas dos protótipos;
- b) Q2: Peso dos protótipos;
- c) Q3: Conforto no pulso ao usar os protótipos;
- d) Q4: Modo de operação e usabilidade dos protótipos em comparação aos equipamentos comerciais;
- e) Q5: Precisão dos dados fornecidos pelos protótipos em comparação aos equipamentos de referência;
- f) Q6: Avaliação geral do sistema proposto.

Todas as perguntas acima foram respondidas pelos 13 voluntários de acordo com os critérios de avaliação que variaram entre “Muito satisfatória”, “Aceitável”, “Indiferente”, “Pouco satisfatória” a “Não satisfatória”.

Figura 87 – (a) Modelo de disposição dos equipamentos de referência de saturação de oxigênio, pressão arterial e o protótipo; (b) Disposição do termômetro para a medição da temperatura periférica sob o pulso do usuário; (c) Disposição do termômetro para medição da temperatura corpórea axilar



Fonte: O Autor (2021).

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo é apresentado os resultados e discussões acerca dos protótipos passivo e semi-passivo, assim como observações sobre os testes com os voluntários durante a utilização do sistema proposto. Por último, é ilustrado o custo dos materiais utilizados no desenvolvimento deste trabalho.

5.1 PROTÓTIPO PASSIVO

Os testes com o protótipo passivo foram realizados com os voluntários conforme a Etapa 1 do protocolo de coleta de dados relatado no tópico 4.4.2, cujo objetivo é validar o conceito de funcionamento do protótipo capaz de mensurar BPM, SpO₂, temperatura periférica, pressão arterial e PAT por meio da transferência simultânea de dados e energia através do aplicativo “NFC Vital Signs”, além da avaliação da precisão dos dados em comparações com equipamentos comerciais.

A Figura 88(a) ilustra o modo de operação de aquisição dinâmica dos sinais vitais utilizando o protótipo passivo e o aplicativo “NFC Vital Signs”, onde o usuário com o membro superior esquerdo totalmente relaxado sobre um apoio, aproxima o *smartphone* contra o MNFC do protótipo, o pareamento é efetuado, energizando o protótipo e adquirindo simultaneamente os sinais vitais. A mudança dos estados dos LEDs verde e vermelho, disponibilizados na parte superior do protótipo (ver Figura 65), indicam o funcionamento adequado de captura dos picos dos sinais de PPG e ECG. Caso não ocorra sincronismo entre os LEDs, recomenda-se o reposicionamento adequado dos eletrodos ou do MSO. Os sinais vitais são atualizados na tela do *smartphone* (ver Figura 88(b)) recursivamente a cada 6 batimentos detectados enquanto os dispositivos se mantêm próximos e pareados.

Figura 88 - (a) Pareamento entre o protótipo passivo e *smartphone*; (b) Tela do *app* “NFC Vital Signs”, onde são ilustrados o BPM, SpO2, temperatura periférica, pressão arterial, PAT e a data/hora do evento em que o *smartphone* recebeu os dados



(a)

(b)

Fonte: O Autor (2021).

Os sinais vitais coletados pelos equipamentos de referência e pelo protótipo passivo flutuaram entre os limites de mínimo e máximo ilustrados respectivamente na Tabela 12.

Tabela 12 - Valores mínimos e máximos das amostras de BPM, SpO2, SBP, DBP e temperatura retiradas pelos equipamentos de referência e pelo protótipo passivo

Medição	Mínimo	Máximo
$BPM_{MD300C23}$	62	92
$BPM_{Protótipo}$	61	92
$SpO2_{MD300C23}(\%)$	94	99
$SpO2_{Protótipo}(\%)$	94	99
$SBP_{HEM-7122}(\text{mmHg})$	92	146
$SBP_{Protótipo}(\text{mmHg})$	93	115
$DBP_{HEM-7122}(\text{mmHg})$	61	92
$DBP_{Protótipo}(\text{mmHg})$	62	92
$T_{FR1DZ1}(^{\circ}\text{C})$	32,2	34,2
$T_{HC070}(^{\circ}\text{C})$	34,8	36,8
$T_{Protótipo}(^{\circ}\text{C})$	32,0	34,1

Fonte: O Autor (2021).

Na Tabela 13 é ilustrado os EAMs (Erro Absoluto Médio) dos (n) voluntários associados as medições realizadas de BPM, SpO2, SBP, DBP, temperatura periférica e corpórea pelos equipamentos referência em comparação com o protótipo passivo. Os campos da Tabela 13 foram preenchidas da seguinte forma:

- a) Segunda coluna: $EAM_{BPM,n} = Média_n(|BPM_{MD300C23} - BPM_{Protótipo\ passivo}|)$;
- b) Terceira coluna: $EAM_{SpO2,n} = Média_n(|SpO2_{MD300C23} - SpO2_{Protótipo\ passivo}|)$;
- c) Quarta coluna: $EAM_{SBP,n} = Média_n(|SBP_{HEM-7122} - SBP_{Protótipo\ passivo}|)$;
- d) Quinta coluna: $EAM_{DBP,n} = Média_n(|DBP_{HEM-7122} - DBP_{Protótipo\ passivo}|)$;
- e) Sexta coluna: $EAM_{T.Periférica,n} = Média_n(|T_{FR1DZ1} - T_{Protótipo\ passivo}|)$;
- f) Sétima coluna: $EAM_{T.Corpórea,n} = Média_n(|T_{HC070} - T_{Protótipo\ passivo}|)$.

Tabela 13 – EAM de 10 coletas de BPM e SpO2, 5 coletas de SBP, DBP e temperatura realizado em 13 voluntários ao utilizar o protótipo passivo

n	EAM_{BPM}	EAM_{SpO2} (%)	EAM_{SBP} (mmHg)	EAM_{DBP} (mmHg)	$EAM_{T.Periférica}$ (°C)	$EAM_{T.Corpórea}$ (°C)
1	0,6	1,1	2,4	2,4	0,2	2,5
2	0,6	0,2	9,4	5,0	0,3	3,8
3	0,6	1,0	12	1,2	0,2	3,4
4	0,6	0,4	13,2	5,4	0,1	3,2
5	1,1	0,0	9,8	2,0	0,1	3,8
6	0,5	0,5	2,4	10,8	0,4	2,4
7	1,2	0,6	2,4	1,8	0,1	2,7
8	0,3	0,4	2,2	2,8	0,2	2,9
9	0,3	0,2	5,8	10,6	0,1	2,7
10	0,5	0,5	2,8	10,6	0,1	2,5
11	0,6	0,2	1,8	3,0	0,1	3,1
12	0,1	0,9	30,8	14,2	0,2	1,9
13	0,5	0,8	11,4	14	1,3	3,3

Fonte: O Autor (2021).

Diante de um total de 130 amostras de BPM e SpO2, 65 amostras de SBP, DBP, temperatura periférica e corpórea coletadas dos 13 voluntários, seis gráficos Bland-Altman

foram construídos (ver Figura 89(a), Figura 89(b), Figura 89(c), Figura 89(d), Figura 89(e) e Figura 89(f)) para análises de concordância entre os métodos utilizados nos equipamentos de referência e protótipo passivo. Tais gráficos foram concebidos baseado em métodos de análises comparativas e estatísticas entre duas medições clínicas idealizado por (BLAND; ALTMAN, 2010) e com o auxílio do software MedCalc (MEDCALC, 2021).

As coordenadas dos pontos nos gráficos de Bland-Altman são definidas como:

$$\left[x_i = \frac{i_{referência} + i_{protótipo}}{2}; e_i = i_{referência} - i_{protótipo} \right], \quad (25)$$

onde $i_{referência}$ e $i_{protótipo}$ representam cada medição do sinal vital i mensurado pelo equipamento de referência e protótipo respectivamente. O eixo horizontal do gráfico Bland-Altman, x_i , representa o valor médio entre $i_{referência}$ e $i_{protótipo}$. O eixo vertical do gráfico Bland-Altman, e_i , representa o erro de cada amostra do sinal vital i . Os pontos de cada gráfico Bland-Altman que possuem o mesmo formato e cor, ilustram as coordenadas de amostras obtidas de um mesmo voluntário.

Para n amostras do sinal vital i coletadas pelo protótipo e equipamento de referência, têm-se o erro médio \bar{e} (ilustrados em linha azul nos gráficos Bland-Altman) calculado por:

$$\bar{e} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n e_i, \quad (26)$$

e o desvio padrão do erro SD (*Standard Deviation*) é dado por:

$$SD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (e_i - \bar{e})^2}{n}}. \quad (27)$$

Os erros nulos são representados nos gráficos Bland-Altman através de linhas pontilhadas em cor laranja. Os limites superior e inferior de concordância (LC_{LS} e LC_{LI}) são ilustrados em linhas pontilhadas em cor marrom nos gráficos Bland-Altman e definidos por.

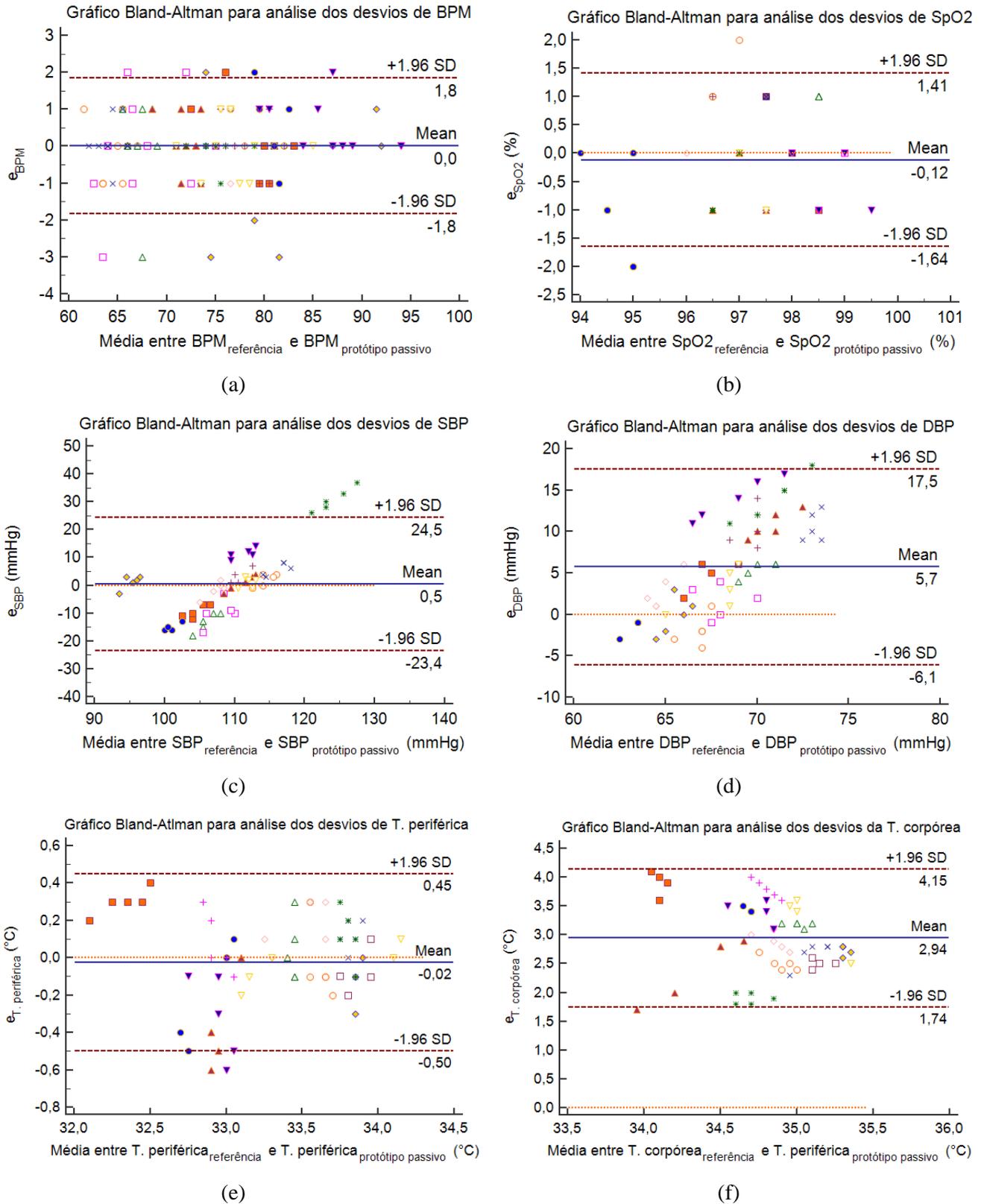
$$LC_{LS} = \bar{e} + 1,96 \cdot SD \quad (28)$$

e

$$LC_{LI} = \bar{e} - 1,96 \cdot SD. \quad (29)$$

Através dos seis gráficos Bland-Altman, foi construído a Tabela 14, onde é ilustrado os valores dos erros médios (\bar{e}), desvio padrão dos erros (SD) e o limites de concordância clínica superior (LC_{LS}) e inferior (LC_{LI}) dos respectivos sinais vitais.

Figura 89 – Gráficos Bland-Altman de (a) BPM; (b) SpO2; (c) SBP; (d) DBP; (e) temperatura periférica; (f) temperatura corpórea entre medidas do equipamento de referência e protótipo passivo



Fonte: O Autor (2021).

Tabela 14 – Valores do erro médio \bar{e} , desvio padrão do erro SD e os limiares de confiança superior LC_{LS} e inferior LC_{LI} do BPM, SpO2, SBP, DBP e temperatura das amostras dos 13 voluntários

Medição	\bar{e}	SD	LC_{LS}	LC_{LI}
BPM	0,0	0,9	1,8	-1,8
SpO2 (%)	-0,1	0,8	1,4	-1,6
SBP (mmHg)	0,5	12,2	24,5	-23,4
DBP (mmHg)	5,7	6,0	17,5	-6,1
T. Periférica (°C)	-0,0	0,2	0,4	-0,5
T. Corpórea (°C)	2,9	0,6	4,2	1,7

Fonte: O Autor (2021).

Diante das 130 amostras de BPM e SpO2, pode-se observar um intervalo espesso de aquisições da frequência cardíaca situada entre $[62,92]_{BPM}$ e os valores obtidos de SpO2 se situaram entre $[94,99]_{SpO2 (\%)}$ de acordo com o equipamento de referência. Através dos gráficos Bland-Altman ilustrados na Figura 89(a) e Figura 89(b), pode-se observar que a dispersão dos erros se encontra predominantemente concentrados na linha dos seus respectivos erros médios, distribuídos ao longo do eixo horizontal. Visualmente, não apresentam curva de tendenciosidade. Desta forma, apresentando boa concordância entre os métodos comparados. Pode-se observar na Tabela 14, erro médio nulo e desvio padrão dos erros frequência cardíaca igual a 0,9 BPM. Segundo trabalhos relatados na literatura (PASSLER *et al.*, 2019; SARTOR *et al.*, 2018), tais variações de leitura entre o protótipo e o equipamento de referência são clinicamente aceitáveis para diversas aplicações. Quanto a acurácia e precisão das medições de SpO2, foi obtido um erro médio de -0,1 % e desvio padrão dos erros de 0,8 %. Tais valores, encontram-se dentro da faixa de tolerância para aplicações clínicas, de acordo com os padrões de tolerância apresentado na literatura para medições do SpO2 (NORBERT; NIWAYAMA, 2008; SINGH *et al.*, 2017; HORNBERGER *et al.*, 2000; HORNBERGER *et al.*, 2002).

Diante das 65 amostras de SBP e DBP, pode-se observar intervalos amplos dos valores de pressão arterial que se situaram $[92,146]_{SBP (mmHg)}$ e $[61,92]_{DBP (mmHg)}$ de acordo com o equipamento de referência. Através dos gráficos Bland-Altman ilustrados na Figura 89(c) e Figura 89(d), pode-se observar que foram obtidas dispersões elevadas dos erros de SBP e DBP. Visualmente, ambos os gráficos possuem expressivas curvas de tendenciosidade. A medida em que os valores de SBP e DBP se distanciam de 110 mmHg e 67 mmHg respectivamente, os erros se dispersam da linha representada pelos seus respectivos erros médios. Desta forma, apresentando baixa concordância entre os métodos comparados. Através da Tabela 14 é

possível observar erros médios de SBP e DBP iguais a 0,5 mmHg e 5,7 mmHg respectivamente, e desvio padrão dos erros iguais a 12,2 mmHg e 6,0 mmHg respectivamente. Embora o erro médio de SBP seja aproximadamente nulo, a dispersão dos erros de SBP e erro médio de DBP são insatisfatórios quando comparadas aos padrões de confiança adotados na literatura que seguiram metodologias semelhantes a trabalho (BAEK *et al.*, 2009; MANLISES *et al.*, 2016; LAZAZZERA *et al.*, 2019; ARZA *et al.*, 2013; POON; ZHANG, 2005; LUO *et al.*, 2016; MCCOMBIE *et al.*, 2006). Tais padrões de confiança são estabelecidos pelo AAMI (*Association for the Advancement of Medical Instrumentation*) cuja tolerância para o erro médio é de 5 mmHg e desvio padrão do erro de 8 mmHg (LAZAZZERA *et al.*, 2019; ELGENDI *et al.*, 2019). Foi constatado que os voluntários com elevada pressão arterial (SBP > 135 mmHg e DBP > 80 mmHg) mensurada pelo equipamento de referência (por exemplo o voluntário nº 12), obtiveram os maiores erros. Devido a inércia dos modelos matemáticos utilizados no protótipo passivo, aproximações de parâmetros durante a implementação dos algoritmos e a heterogeneidade fisiológica das pessoas, tornaram os resultados das mensurações de SBP e DBP não satisfatórios em alguns voluntários. Tais divergências são previstas na literatura devido às limitações dos métodos não-convencionais de aferição da pressão arterial. Dentre essas limitações, pode-se listar o modo de dedução dos parâmetros das equações, amostras de treinamento que foram utilizadas para a concepção do modelo estatístico (se são indivíduos consideráveis saudáveis ou não-saudáveis com relação a pressão arterial), aproximações lineares ou não-lineares utilizadas para a estruturação dos modelos, entre outros (SHARMA *et al.*, 2017; ELGENDI *et al.*, 2019).

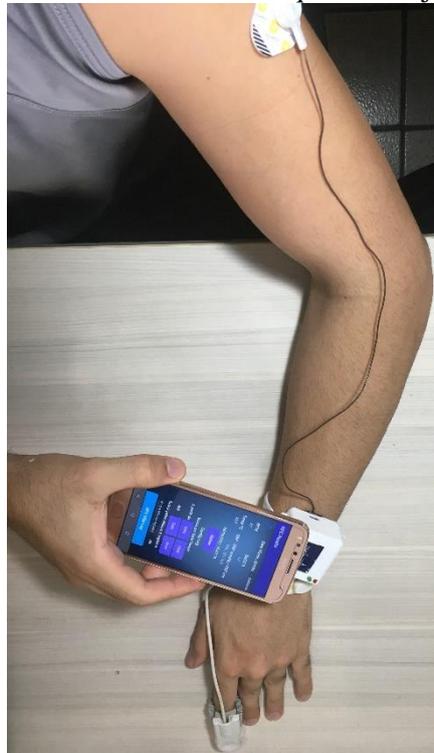
Ao analisarmos os gráficos Bland-Altman ilustrados na Figura 89(e) e Figura 89(f) é observado que aproximadamente 95,4% e 98,5% se encontram dentro dos limites confiabilidade respectivamente. Através da Figura 89(e) e Tabela 14, é possível observar que a precisão dos valores de temperatura periférica adquiridos pelo protótipo em comparação com a referência está coerente com a precisão do sensor presente no MST ($\pm 0,3$ °C) e erro máximo do equipamento de referência ($\pm 0,2$ °C). Ao analisarmos as diferenças entre a temperatura periférica medida pelo protótipo e temperatura corpórea medida pelo equipamento de referência, foi obtido erro médio de 2,9 °C e desvio padrão dos erros de 0,6 °C. Embora o objetivo deste trabalho não contemple estimar a temperatura corpórea do usuário através da medição da temperatura periférica, espera-se uma correlação entre a variação da temperatura corpórea e a variação da temperatura periférica do usuário, principalmente em quadros clínicos febris. Desta forma, o monitoramento da temperatura periférica através de um equipamento com baixa dispersão dos erros é de suma importância.

5.2 PROTÓTIPO SEMI-PASSIVO

A concepção desta versão se baseou em modificações do *hardware* do protótipo passivo, a fim de tornar a aquisição dos sinais vitais com o mínimo de interação possível entre o usuário e o protótipo semi-passivo. Seu funcionamento pleno é ilustrado na Figura 90(a), onde o usuário, ao posicionar o protótipo (conforme as instruções de configuração ilustrada na Figura 27), aproxima o *smartphone* contra a antena do MNFC, o pareamento é iniciado e os últimos dados coletados de BPM, SpO2 (em %), temperatura periférica (em °C), SBP e DBP (em mmHg) e o PAT (em ms) são repassados ao *smartphone* em menos de 1 segundo. Através da tela do aplicativo “NFC HealthCare”, os dados são visualizados conforme a Figura 90(b). Os sinais vitais registrados podem ser monitorados simultaneamente em forma de gráficos interativos em cores distintas e ordem cronológica indicados com a data e hora dos registros através da Figura 90(c) e Figura 90(d). Ao contrário do protótipo passivo, o protótipo semi-passivo não necessita de constante pareamento com o *smartphone*, pois a bateria promove seu funcionamento pleno.

Quanto as características de consumo energético do protótipo semi-passivo, foi constatado (através de um multímetro) que o protótipo consome uma corrente média de 12,5 mA, quando alimentado por uma tensão de 3,7V fornecido pela bateria. A bateria em carga completa garante 5 horas de funcionamento ininterrupto e curto tempo de recarga (aproximadamente 15 minutos). Enquanto no modo de mais baixo consumo “Sleep”, o consumo de corrente é reduzido para 781 μ A. Tais características foram alcançadas pela otimização do consumo elétrico durante a concepção dos módulos, sem comprometer a qualidade dos sinais fisiológicos adquiridos pelos sensores.

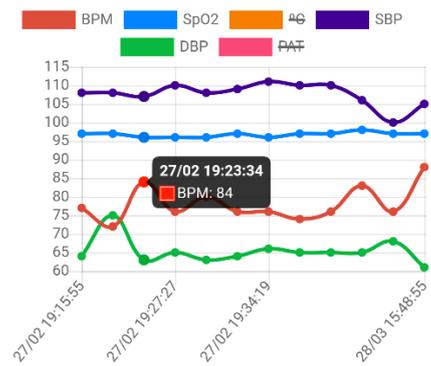
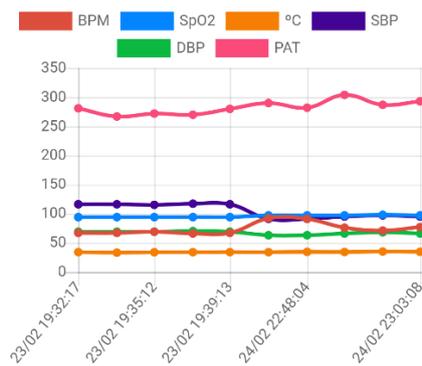
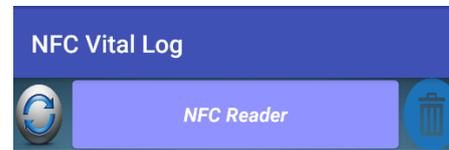
Figura 90 - (a) Leitura dos sinais vitais advindos do protótipo semi-passivo através do aplicativo “NFC HealthCare”; (b) tela do *smartphone* após a leitura dos sinais vitais; (c) interface gráfica de visualização do *data log* das leituras; (d) interface gráfica interativa para melhor visualização dos sinais vitais que se deseja observar com mais detalhes



(a)



(b)



(c)

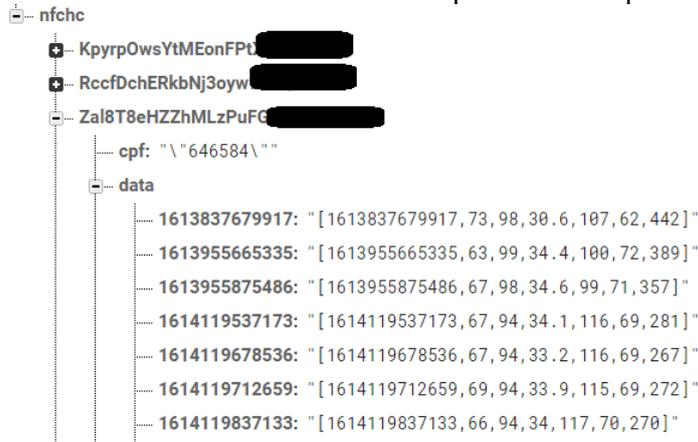


(d)

Fonte: O Autor (2021).

Os dados salvos em nuvem são armazenados no campo “data” da respectiva “uid” do usuário que realizou o registro, conforme a Figura 91(a). Na Figura 91(b) é ilustrado os usuários cadastrados no BD do Firebase, cujas iniciais de suas identificações únicas “uid” são “Kpyr”, “Rccf” e “Zal8”. Tais identificações únicas dos usuários, “uid”, são criadas pela própria plataforma do Firebase que são vinculados ao “cpf”, “email” e “nome” cadastrados através do aplicativo (ver Figura 83(c)). As “uid” cadastradas no sistema são armazenadas em forma de lista no campo “uids”.

Figura 91 - (a) Ilustração de como os vetores amostra estão dispostos no campo “data”; (b) ilustração dos usuários cadastrados no BD do Firebase e os campos existentes para cada usuário cadastrado



(a)



(b)

Fonte: O Autor (2021).

Após a coleta dos dados como descrito na Etapa 2 do protocolo de coleta de dados no tópico 4.4.2, os sinais vitais coletados dos voluntários pelos equipamentos de referência e pelo protótipo semi-passivo flutuaram entre os limites de mínimo e máximo ilustrados na Tabela 15.

Tabela 15 - Valores mínimos e máximos das amostras de BPM, SpO2, SBP, DBP, temperatura periférica e corpórea axilar retiradas dos 13 voluntários pelos equipamentos de referência e pelo protótipo semi-passivo

Medição	Mínimo	Máximo
<i>BPM_{MD300C23}</i>	62	92
<i>BPM_{Protótipo}</i>	61	92
<i>SpO2_{MD300C23}(%)</i>	95	100
<i>SpO2_{Protótipo}(%)</i>	94	100
<i>SBP_{HEM-7122}(mmHg)</i>	89	144
<i>SBP_{Protótipo}(mmHg)</i>	93	148
<i>DBP_{HEM-7122}(mmHg)</i>	59	79
<i>DBP_{Protótipo}(mmHg)</i>	61	80
<i>T_{FR1DZ1}(°C)</i>	31,7	34,2
<i>T_{HC070}(°C)</i>	35,6	37,0
<i>T_{Protótipo}(°C)</i>	31,7	34,0

Fonte: O Autor (2021).

Na Tabela 16 são ilustrados os EAMs dos (n) voluntários associados as medições realizadas de BPM, SpO2, SBP, DBP, temperatura periférica e corpórea pelos equipamentos referência em comparação com o protótipo semi-passivo. As lacunas da Tabela 16 foram preenchidas de forma semelhante a Tabela 13, porém, substituindo as medidas do protótipo passivo pelo semi-passivo.

Tabela 16 – EAM de 10 coletas de BPM e SpO2, 5 coletas de temperatura, SBP e DBP realizado em 13 voluntários ao utilizar o protótipo semi-passivo

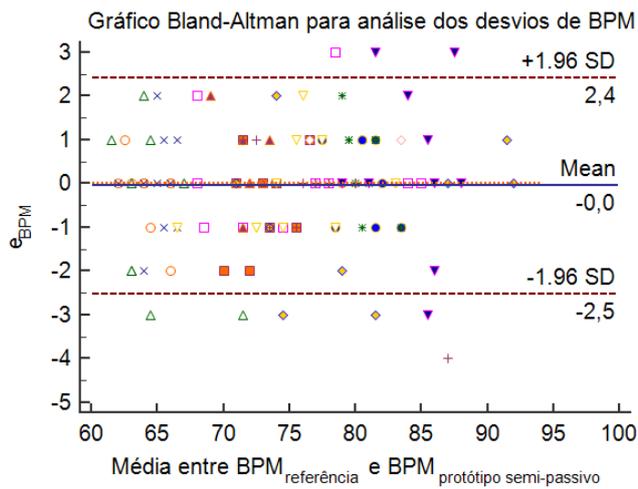
n	<i>EAM_{BPM}</i>	<i>EAM_{SpO2}</i> (%)	<i>EAM_{SBP}</i> (mmHg)	<i>EAM_{DBP}</i> (mmHg)	<i>EAM_{T.Periférica}</i> (°C)	<i>EAM_{T.Corpórea}</i> (°C)
1	0,4	0,9	3,2	1,0	0,4	2,8
2	0,9	0,3	3,2	1,2	0,2	3,0
3	0,7	0,4	8,0	4,6	0,2	3,5
4	1,5	0,2	1,6	1,4	0,2	3,5
5	0,8	0,5	3,2	2,2	0,1	3,9
6	0,6	0,4	2,4	1,2	0,2	2,9
7	1,2	0,6	2,4	1,8	0,1	3,0
8	0,2	0,6	1,6	1,8	0,2	3,0
9	0,8	0,3	2,0	3,2	0,1	3,1
10	0,9	0,4	3,0	7,6	0,1	3,4

11	0,9	0,2	7,0	6,4	0,2	3,3
12	0,9	0,2	7,6	4,2	0,2	2,2
13	1,4	0,4	4,6	1,4	0,2	3,5

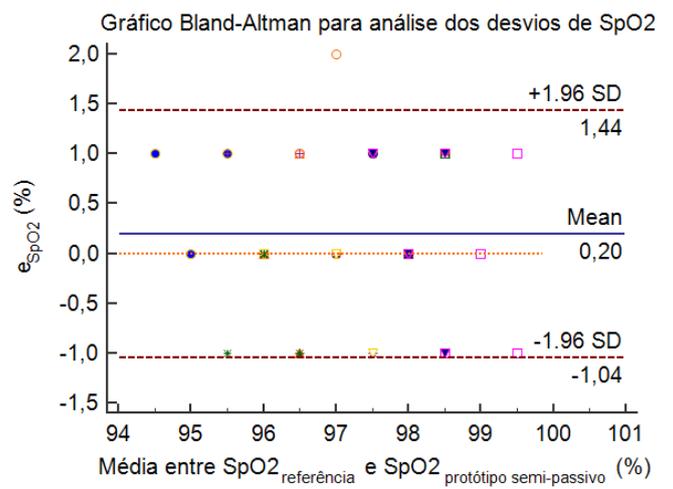
Fonte: O Autor (2021).

Através da construção de seis gráficos Bland-Altman (ver Figura 92(a), Figura 92(b), Figura 92(c), Figura 92(d), Figura 92(e) e Figura 92(f)), foram realizadas análises de concordância entre as medições de BPM, SpO2, SBP, DBP e temperatura entre os métodos utilizados pelo protótipo semi-passivo e equipamentos de referência. Através dos seis gráficos Bland-Altman, foi construído a Tabela 17, onde é ilustrado os valores dos erros médios e desvio padrão dos erros das coletas feitas pelos 13 voluntários.

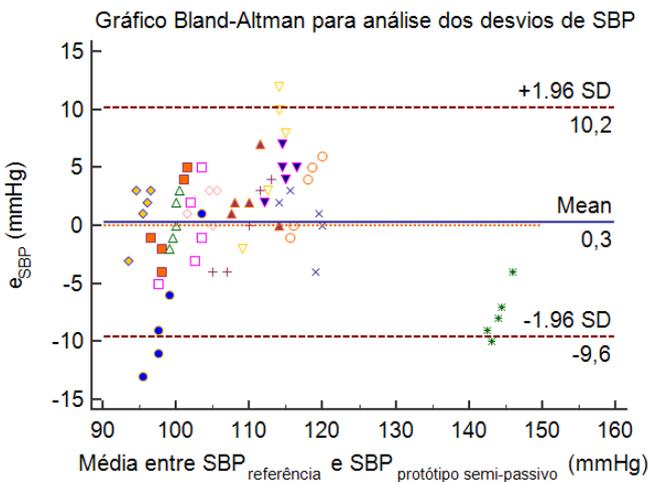
Figura 92 - Gráficos Bland-Altman de (a) BPM; (b) SpO2; (c) SBP; (d) DBP; (e) temperatura periférica; (f) temperatura corpórea entre medidas do equipamento de referência e protótipo semi-passivo



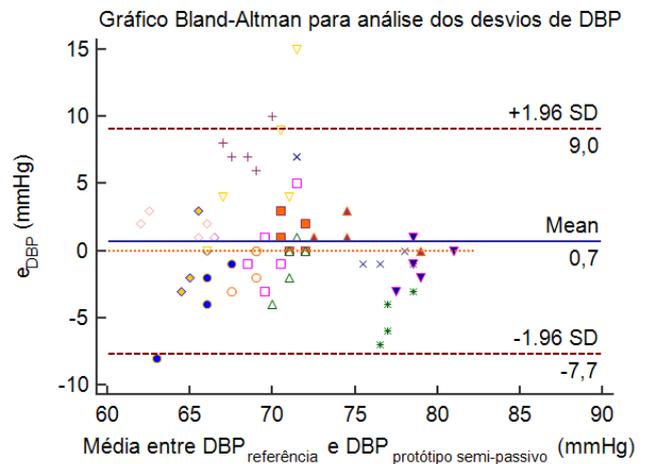
(a)



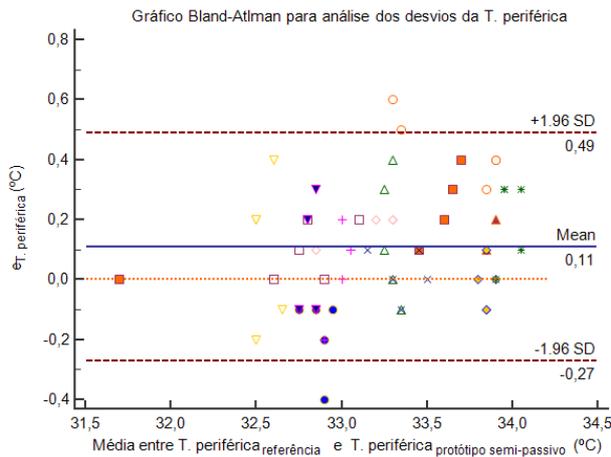
(b)



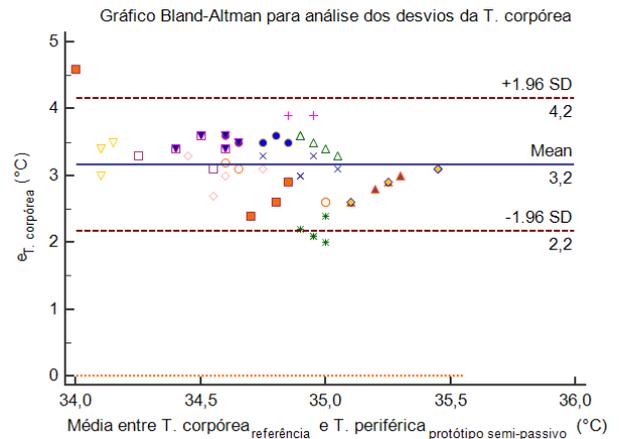
(c)



(d)



(e)



(f)

Fonte: O Autor (2021).

Tabela 17 – Valores do erro médio \bar{e} , desvio padrão do erro SD e os limiões de confiança superior LC_{LS} e inferior LC_{LI} do BPM, SpO2, SBP, DBP e temperatura das amostras dos 13 voluntários

Medição	\bar{e}	SD	LC_{LS}	LC_{LI}
BPM	0,0	1,2	2,4	-2,5
SpO2 (%)	0,2	0,6	1,4	-1,0
SBP (mmHg)	0,3	5,1	10,2	-9,6
DBP (mmHg)	0,7	4,2	9,0	-7,7
T. Periférica (°C)	0,1	0,2	0,5	-0,3
T. Corpórea (°C)	3,2	0,5	4,2	2,2

Fonte: O Autor (2021).

Os gráficos Bland-Altman ilustrados na Figura 92(a) e Figura 92(b), que representam a dispersão dos erros de BPM e SpO2, possuem características similares apresentados nos resultados do protótipo passivo, logo, apresentando boa concordância entre os métodos comparados. Os valores médios e dispersão dos erros de BPM e SpO2 (ver Tabela 17) são semelhantes ao protótipo passivo, devido a igualdade dos métodos utilizados em ambos os protótipos. Portanto, os resultados adquiridos pelo protótipo passivo e semi-passivo se tornam igualmente eficazes de acordo com os padrões de tolerância abordados na literatura.

Foram obtidos intervalo amplo de valores de SBP e DBP, que se situaram entre $[89, 144]_{SBP} (mmHg)$ e $[59, 79]_{DBP} (mmHg)$ de acordo com o equipamento de referência. Dentre os diversos problemas enfrentados pelo protótipo passivo quanto aos erros de medição de SBP

e DBP, otimizações foram constatadas no protótipo semi-passivo devido a funcionalidade de pré-calibração via *software* (ver a Figura 84(d)) abordada neste trabalho (descrita no tópico 4.3.2). Nota-se reduções significativas dos erros e curva de tendenciosidade ao compararmos os gráficos Bland-Altman do protótipo semi-passivo (ver Figura 92(c) e Figura 92(d)) e passivo (ver Figura 89(c) e Figura 89(d)). Através da Tabela 17, podemos observar numericamente os erros médios de SBP e DBP iguais a 0,3 mmHg e 0,7 mmHg respectivamente, e desvio padrão dos erros de SBP e DBP iguais a 5,1 mmHg e 4,2 mmHg respectivamente. Tais valores médios e dispersão dos erros respeitam as tolerâncias delimitadas pelo AAMI. Desta forma, pode-se concluir a importância de rotinas complementares de ajuste dos modelos matemáticos utilizados por diferentes usuários, também constatado por (SHARMA *et al.*, 2017; ELGENDI *et al.*, 2019; LAZAZZERA *et al.*, 2019). A falta de acurácia de um modelo matemático, podem ser ajustados através de *offsets* de correção, porém modelos com baixa precisão devem ser revistos e otimizados para garantir um grau de repetitividade satisfatório do dispositivo de acordo com os padrões de confiança recomendados para aplicações clínicas.

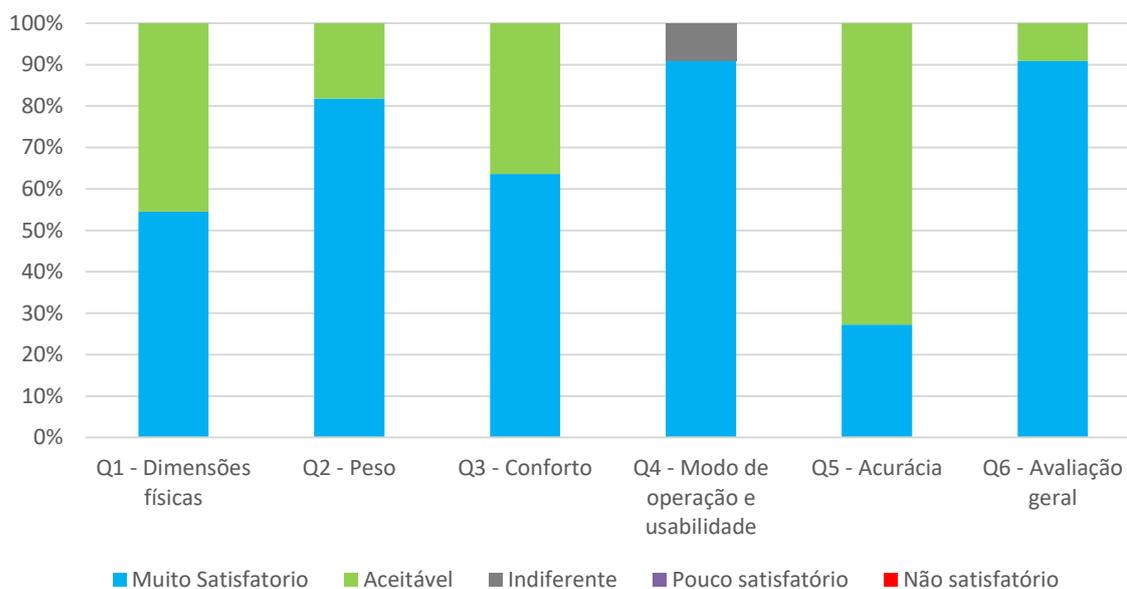
Ao observar os valores dos erros médios e dispersão dos erros da temperatura através da Tabela 17, é possível constatar pequenas variações dos resultados obtidos com o protótipo semi-passivo em comparação com o protótipo passivo. Tais divergências podem ter sido ocasionadas pela distinção de confecção dos invólucros entre os protótipos, pois a transferência de calor entre o pulso do usuário e o MST é influenciado significativamente pela forma do meio onde o calor se propaga.

Conforme citado no tópico 5.1, aferições da temperatura periférica pode prover informações a respeito da variação da temperatura corpórea do usuário. Desta forma, através do *data log* disponibilizado pelo *app* “NFC HealthCare”, torna-se possível o monitoramento da temperatura periférica do paciente e facilitando a identificação de um possível estado febril.

5.3 ENTREVISTAS PÓS-TESTE

Mediante as análises dos dados obtidos pelos dois protótipos, entrevistas pós-teste foram realizadas com os 13 voluntários, conforme o Apêndice B. Foi construído um gráfico de análise de satisfação e usabilidade dos protótipos e do sistema de monitoramento de sinais vitais via NFC de acordo com o tópico 4.4.2. Na Figura 93, é ilustrado um gráfico barra que demonstra os níveis de satisfação dos 13 voluntários para cada tema avaliado na entrevista pós-teste, em que cada voluntário pôde julgar com uma avaliação muito positiva (“Muito Satisfatório”), positiva (“Aceitável”), neutra (“Indiferente”), negativa (“Pouco satisfatório”) ou muito negativa (“Não satisfatório”) cada pergunta relacionada ao sistema desenvolvido.

Figura 93 – Níveis de satisfação dos 13 voluntários a respeito do sistema proposto



Fonte: O Autor (2021).

Ao observar a Figura 93, foram obtidos índices de satisfação elevados. Dentre os resultados, pode-se argumentar os seguintes pontos referentes a cada questão:

- a) Q1: Pouco mais da metade dos voluntários pontuaram de forma muito satisfatória as dimensões dos protótipos e o restante se sentiram satisfeitos com o tamanho dos protótipos. Supõem-se que o distanciamento entre os sensores pode ter ocasionado a redução da pontuação geral deste tópico. Desta forma, a miniaturização e a redução da dispersão dos sensores ao longo do corpo do usuário podem ser otimizadas;
- b) Q2: Aproximadamente 80% dos voluntários avaliaram de forma muito satisfatória o peso dos protótipos e os demais avaliaram de forma satisfatória;
- c) Q3: Pouco mais de 60% dos voluntários julgaram de forma muito satisfatória o conforto do protótipo e os demais julgaram de forma satisfatória. Baseado em relatos de alguns voluntários, a remodelagem do *design* dos protótipos pode ser considerada para melhor encaixe anatômico e ajuste no pulso do usuário;
- d) Q4: Pouco mais de 90% dos voluntários julgaram estar muito satisfeitos com os métodos multiparamétricos dos protótipos em comparação com os métodos utilizados pelos equipamentos comerciais. De acordo com relatos de todos os voluntários que julgaram de forma positiva, a aquisição simultânea de diversos sinais vitais através de um único dispositivo, torna o sistema proposto bastante atrativo. Apenas um voluntário não sentiu

diferença entre os métodos convencionais de aquisição dos sinais vitais e os métodos propostos por este trabalho;

- e) Q5: Embora neste tópico tenha aceitabilidade unânime dos voluntários, os erros relacionados a pressão arterial do protótipo passivo chamaram mais atenção durante as entrevistas. Desta forma, melhorias podem ser implementadas através da implementação de outros métodos abordados na literatura ou desenvolvimento de novos modelos matemáticos para a aquisição de pressão arterial;
- f) Q6: Mais de 90% dos voluntários avaliaram de forma muito satisfatória a ideia geral do sistema de monitoramento de sinais vitais via NFC proposto neste trabalho. Diversos voluntários reconheceram a potencial aplicação à Telemedicina que este sistema pode oferecer, principalmente no contexto pandêmico atual provocado pelo COVID-19, onde o monitoramento constante e remoto de diversos parâmetros fisiológicos com apenas um dispositivo NFC se torna mais conveniente quando comparados a equipamentos comerciais que medem um ou dois sinais vitais.

5.4 CUSTO DE MATERIAIS DOS PROTÓTIPOS

Ao final da confecção dos protótipos, o custo de material envolvido nas confecções das PCIs e montagem dos módulos MCP, MSO, MST, MSECG, MA, como por exemplo componentes eletrônicos discretos, chips, resistores, capacitores e LEDs, foram catalogados na Tabela 18.

Tabela 18 - Custo de materiais do projeto

Descrição	Quantidade	Valor Unitário (R\$)	Valor Total (R\$)
Confecção da PCI do MCP	2	70,00	140,00
Componentes e montagem do MCP	2	15,00	30,00
Confecção da PCI do MNFC	2	12,00	24,00
Componentes e montagem do MNFC	2	20,00	40,00
Confecção da PCI do MSECG	2	70,00	140,00
Componentes e montagem do MSECG	2	50,00	100,00
Aquisição dos MSO	2	35,00	70,00
Aquisição do MST	2	25,00	50,00
Confecção dos invólucros	2	50,00	100,00
Bateria Li-Ion 3,7V 400mAh	1	17,00	17,00

Carregador de Baterias de Lí-Ion TP4056	1	5,00	5,00
TOTAL		R\$ 716,00	

Fonte: O Autor (2021).

6 CONCLUSÃO

Diante do contexto de pandemia em que o país e o mundo se encontram, contribuições científicas no combate e prevenção à COVID-19 se tornaram demandas emergenciais. Dentre essas demandas, o telemonitoramento de sinais vitais de pacientes em hospitais ou em domicílio se tornaram um dos métodos mais recomendados e utilizados por profissionais da saúde.

Este trabalho introduziu um novo sistema de monitoramento de sinais vitais constituído de protótipos vestíveis, de baixo-custo, leves, multiparamétricos e capazes de adquirir de forma não-invasiva, rápida (entre 5 e 8 segundos) e simultânea a frequência cardíaca, saturação sanguínea de oxigênio, pressão arterial (sistólica e diastólica) e temperatura por meio de um *smartphone* habilitado com a tecnologia NFC. Através de métodos não-convencionais, os protótipos são capazes de adquirir diversos parâmetros vitais sem a necessidade de grandes acessórios presentes em equipamentos biomédicos comerciais.

Através das análises dos gráficos de Bland-Altman, pôde-se obter concordâncias satisfatórias entre os métodos utilizados no protótipo semi-passivo e equipamentos comerciais, de acordo com padrões clínicos de confiança. Conforme previsto em alguns estudos, a estimação da pressão arterial por métodos não-convencionais semelhantes aos empregados neste trabalho para um monitoramento contínuo e automático da pressão arterial (sem a necessidade do manguito inflável), são estudos recentes e necessitam de modelos matemáticos robustos que consigam descrever de forma confiável tal parâmetro para uma ampla variedade de indivíduos saudáveis e principalmente os não-saudáveis, que mais necessitam desses dispositivos. Estudos recentes ainda consideram a pressão arterial como um parâmetro complexo de ser estimado, devido às influências fisiológicas, psicológicas e neurológicas únicas de cada indivíduo. Dentre os dados adquiridos e registrados pelo sistema, embora o PAT não se encaixe em categorias de sinais vitais, a aquisição de tal parâmetro se torna essencial para futuras análises ou estudos com outros modelos matemáticos de estimação da pressão arterial pelo qual o pesquisador possa utilizar em conjunto com outros parâmetros vitais disponibilizados pelos protótipos.

Através de entrevistas realizadas com os voluntários foi possível obter majoritariamente *feedbacks* positivos, além de auxiliar o pesquisador responsável a vislumbrar possíveis melhorias e adquirir um senso crítico mais apurado quanto a usabilidade dos dispositivos desenvolvidos.

Entre as implicações desta pesquisa, pode-se destacar a criação de um sistema de monitoramento de sinais vitais via NFC que tenha o potencial em auxiliar os profissionais da saúde em combater e prevenir doenças, surtos epidemiológicos ou crises sanitárias nacionais

ou internacionais por fornecer remotamente parâmetros vitais em aplicações clínicas ou *homecare*. A disponibilização em massa de tais sinais vitais numa plataforma online, torna possível, através de aplicações em *software*, o mapeamento e estudo de surtos ou tendências epidemiológicas a níveis distritais, municipais, estaduais, nacionais ou internacionais. Desta forma, sistemas públicos ou privados de saúde dos países possam tomar medidas preventivas e restritivas antecipadamente para contenção de novas contaminações e consequentemente poupando vidas.

Os conhecimentos adquiridos durante o desenvolvimento desta dissertação podem ser largamente ampliados e aplicados a diversos estudos, não se restringindo ao tema desta pesquisa. Uma vez que foram abordados diversos conceitos a nível de *hardware* (microcontrolador, chips com interface NFC, sensores óticos, bioelétricos e térmicos), *firmware* (algoritmos e modelos matemáticos para o cálculo direto ou indireto dos sinais vitais) e *software* (desenvolvimento de aplicativos e funcionalidades que promoveram visibilidade e gerenciamento online ou offline dos sinais vitais adquiridos pelo *hardware* através das rotinas implementadas em *firmware*).

6.1 TRABALHOS FUTUROS

Sugestões para trabalhos futuros podem ser citadas como:

- a) Miniaturização e otimização dos *designs* dos módulos e *cases* para maior conforto ao usuário;
- b) Elaboração de novos modelos matemáticos para aquisição de resultados mais precisos e confiáveis da pressão arterial em usuários saudáveis e não-saudáveis;
- c) Estudo em larga escala dos benefícios que os protótipos e o sistema de monitoramento podem contribuir em ambientes clínicos e domiciliares. Desta forma, tornam-se necessárias estudos em escala da repetitividade das medições em voluntários saudáveis ou não-saudáveis;
- d) Utilização de sensores óticos mais modernos capazes adquirir os sinais de PPG no pulso do usuário de forma confiável e confortável. Desta forma, o MSO poderá ser realocado para o pulso e a área de ocupação do protótipo no usuário ser reduzida significativamente;
- e) Através dos conceitos e metodologias abordados neste trabalho sobre PPG, pode-se realizar também estudos mais aprofundados das disfunções do sistema microvascular em pacientes diagnosticados com COVID-19. Desta forma, podendo auxiliar o

profissional da saúde em suas estratégias de tratamento de pacientes em UTIs de forma rápida, eficaz e automática;

- f) Otimização dos aplicativos desenvolvidos neste trabalho em conjunto com a implementação de um sistema online georreferenciado de sinais vitais, capaz de realizar um mapeamento geográfico dos sinais vitais da população a nível distrital, municipal, estadual, nacional ou internacional e prever possíveis surtos, endemias, epidemias ou pandemias de doenças através de técnicas de *Data Science* ou Inteligência Artificial.

REFERÊNCIAS

- ALEIXO, A. F. P.; LIMA, E. G.; LEITE, É. C.; INOCÊNCIO, A. V. M.; LINS, L. T.; RODRIGUES, M. A. B. Wearable Device for Acquisition of SpO₂ and Heart Rate. In: Costa-Felix R., Machado J., Alvarenga A. (eds) *XXVI Brazilian Congress on Biomedical Engineering. IFMBE Proceedings*, vol. 70, nº 1, p. 577-582, 2019.
- ALPERT, B. S.; QUINN, D.; GALLICK, D. Oscillometric blood pressure: a review for clinicians. *Journal of the American Society of Hypertension : JASH*, vol. 8, nº 12, p. 930–938, 2014.
- ANDRADE, L. A. K. Sistema de medição para oximetria de pulso. 2009. 88 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2009.
- ANDROID STUDIO. Disponível em: <<https://developer.android.com/studio>>. Acesso em: 11 abr. 2021.
- ARZA, A.; LÁZARO, J.; GIL, E.; LAGUNA, P.; AGUILÓ, J.; BAILON, R. Pulse transit time and pulse width as potential measure for estimating beat-to-beat systolic and diastolic blood pressure. *Computing in Cardiology 2013*, Zaragoza, Spain, p. 887-890, 2013.
- ARDUINO IDE. Disponível em: <<https://www.arduino.cc>>. Acesso em: 11 abr. 2021.
- ASAIR. AHT10 Technical Manual. Disponível em: <https://server4.eca.ir/eshop/AHT10/Aosong_AHT10_en_draft_0c.pdf>. Acesso em: 20 jun. 2021
- BAEK, H. J.; KIM, K. K.; KIM, J. S.; LEE, B.; PARK, K. S. Enhancing the estimation of blood pressure using pulse arrival time and two confounding factors. *Physiological Measurement*, vol. 31, nº 2, p. 145–157, 2009.
- BAURA, G. D. Pulse Oximeters. *Medical Device Technologies*, p. 237-255, 2012.
- BEARD, L.; ASHTON-CLEARY, D. Blood Pressure Measurement. In H. Ebrahim & D. Ashton-Cleary (Eds.), *Maths, Physics and Clinical Measurement for Anaesthesia and Intensive Care*. Cambridge: Cambridge University Press, p. 159-173, 2019.
- BISPO, Breno Cordeiro. Sistema de controle de acesso via RFID/NFC. 2019. 65 p. TCC (Graduação) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Departamento de Engenharia Eletrônica, Recife, 2019.
- BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *International Journal of Nursing Studies*, vol. 47, nº 8, p. 931-936, 2010.
- BLENDER 3D Design. Disponível em: <<https://www.blender.org>>. Acesso em: 21 jun. 2021.

BOKOLO A. J. Use of Telemedicine and Virtual Care for Remote Treatment in Response to COVID-19 Pandemic. *J Med Syst*, vol. 44, n° 7, p. 132, 2020.

CAETANO, R.; SILVA, A. B.; GUEDES, A. M.; PAIVA, C. N.; RIBEIRO, G. R.; SANTOS, D. L.; SILVA, R. M. Desafios e oportunidades para telessaúde em tempos da pandemia pela COVID-19: uma reflexão sobre os espaços e iniciativas no contexto brasileiro. *Cad. Saúde Pública*, Rio de Janeiro, vol. 36, n. 5, 2020.

CHANDRASEKAR, P.; DUTTA, A. Recent Developments in Near Field Communication: A Study. *Wireless Personal Communications*, vol. 116, p. 2913-2932, 2021.

CHAN, V.; UNDERWOOD, S. A Single-Chip Pulsoximeter Design Using the MSP430. *Texas Instruments*. Disponível em: <<https://www.ti.com/lit/an/slaa274b/slaa274b.pdf>>. Acesso em: 10 abr. 2021.

CHAN, E. D.; CHAN, M. M.; CHAN, M. M. Pulse oximetry: understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations. *Respiratory medicine*, vol. 107, p. 789–799, 2013.

CHEN, C. M.; ANASTASOVA, S.; ZHANG, K.; ROSA, B. G.; LO, B. P. L.; ASSENDER, H. E.; YANG, G. Z. Towards Wearable and Flexible Sensors and Circuits Integration for Stress Monitoring. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 24, no. 8, p. 2208-2215, 2019.

CHO, H. W.; JO, S. H.; YOON, J. H.; GOH, T. S.; CHOI, B. G.; YOO, H. J. A Batteryless Chronic Wound Monitoring System With 13.56-MHz Energy Harvesting. *IEEE Sensors Journal*, vol. 19, no. 20, p. 9431-9440, 2019.

CHUNG, H. U.; KIM, B. H.; LEE, J. Y.; LEE, J.; XIE, Z.; IBLER, E.; LEE, K.; BANKS, A.; JEONG, J.; KIM, J.; OGLE, C.; GRANDE, D.; YU, Y.; JANG, H.; ASSEM, P.; RYU, D.; KWAK, J.; NAMKOONG, M.; PARK, J.; ROGERS, J. Binodal, wireless epidermal electronic systems with in-sensor analytics for neonatal intensive care. *Science*, vol. 363, 2019.

CORTESE, L.; DE OLIVEIRA, L. B.; BARCELONA, M. *et al.* HEMOCOVID-19 Study: An International Clinical Study to Evaluate Microvascular and Endothelial Impairments in Severe COVID-19 Patients Using Near-Infrared Spectroscopy. *European Conferences on Biomedical Optics 2021 (ECBO), OSA Technical Digest (Optical Society of America, 2021)*, paper ETH3A.1, 2021.

COSKUN, V.; OK, K.; OZDENIZCI, B. Near field communication. From theory to practice. 1° ed. United Kingdom: John Wiley & Sons, ISBN 978-1-119-97109-2, p. 96-147, 2012.

COSKUN, V.; OZDENIZCI, B.; OK, K. The Survey on Near Field Communication. *Sensors*, vol. 15, p. 13348-13405, 2015.

ELGENDI, M.; FLETCHER, R.; LIANG, Y.; HOWARD, N.; LOVELL, N.; ABBOTT, D.; LIM, K.; WARD, R. The use of photoplethysmography for assessing hypertension. *Nature Medicine*, vol.2, p. 60, 2019.

ELSAMNAH, F.; BILGAIYAN, A.; AFFIQ, M.; SHIM, C. H.; ISHIDAI, H.; HATTORI, R. Reflectance-Based Organic Pulse Meter Sensor for Wireless Monitoring of Photoplethysmogram Signal. *Biosensors (Basel)*, vol. 9, p. 87, 2019.

ESCALONA, O. J.; MCFREDERICK, L.; BORGES, M.; LINARES, P.; VILLEGAS, R.; PERPIÑAN, G.; MCLAUGHLIN, J.; MCENEANEY, D. Wrist and arm body surface bipolar ECG leads signal and sensor study for long-term rhythm monitoring. *2017 Computing in Cardiology (CinC)*, p. 1-4, 2017.

ESCOBEDO P., BHATTACHARJEE M., NIKBAKHTNASRABADI F., DAHIYA R. Smart Bandage With Wireless Strain and Temperature Sensors and Batteryless NFC Tag. *IEEE Internet of Things Journal*, vol. 8, n. 6, p. 5093-5100, 2021.

GAO, Y.; LIU, R.; ZHOU, Q.; WANG, X.; HUANG, L.; SHI, Q.; WANG, Z.; LU, S.; LI, W.; MA, Y.; LUO, X.; FUKUOKA, T.; AHN, H. S.; LEE, M. S.; LUO, Z.; LIU, E.; CHEN, Y.; SHU, C.; TIAN, D.; & COVID-19 Evidence and Recommendations Working Group. Application of telemedicine during the coronavirus disease epidemics: a rapid review and meta-analysis. *Annals of translational medicine*, vol. 8, nº 10, p. 626, 2020.

GOLDBERGER, A. L.; GOLDBERGER, Z. D.; SHVILKIN, A. Goldberger's Clinical Electrocardiography 9^a ed., Elsevier, ISBN 9780323401692, p. 21-31, 2018.

GTECH. Oxímetro digital de pulso portátil de dedo OLED Graph Manual Modelo: MD300C23. Disponível em: <<https://www.farmadelivery.com.br/media/upload/pdf/Manuais/G-Tech/oximetro-digital-de-pulso-portatil-de-dedo-oled-graph-g-tech.pdf>>. Acesso em: 11 abr. 2021;

GTECH. Termômetro Clínico Digital Sem Contato Modelo: FR1DZ1. Disponível em: <https://accumed.com.br/wp-content/uploads/2018/08/IM_THGTSC1_REV02_130212.pdf> Acesso em: 25 abr. 2021.

HAYNES, A.; WEISER, T.; BERRY, W.; LIPSITZ, S.; BREIZAT, A.; DELLINGER, E.; HERBOSA, T.; JOSEPH, S.; KIBATALA, P.; LAPITAN, M. C.; MERRY, A.; MOORTHY, K.; REZNICK, R.; TAYLOR, B.; GAWANDE, A. A Surgical Safety Checklist to Reduce Morbidity and Mortality in a Global Population. *The New England journal of medicine*. vol. 360, p. 491-499, 2009.

HE, X.; GOUBRAN, R. A.; LIU, X. P. Evaluation of the correlation between blood pressure and pulse transit time. *2013 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, Gatineau, QC, Canada, p. 17-20, 2013.

HEY, S.; GHARBI, A.; HAAREN, B.; WALTER, K.; KÖNIG, N.; LÖFFLER, S. Continuous Noninvasive Pulse Transit Time Measurement for Psycho-physiological Stress Monitoring. *2009 International Conference on eHealth, Telemedicine, and Social Medicine. International Conference on eHealth, Telemedicine, and Social Medicine. Cancun*, p. 113–116, 2009.

HORNBERGER, C.; KNOOP, P.; NAHM, W.; MATZ, H.; KONECNY, E.; GEHRING, H.; BONK, R.; FRANKENBERGER, H.; MEYFROIDT, G.; WOUTERS, P.; GIL-RODRIGUEZ, J.; PONZ, L.; BENEKOS, K.; VALAIS, J.; AVGERINOS, J.; KAROUTIS, A.; IKIADES, A.; WEININGER, S. A prototype device for standardized calibration of pulse oximeters. *Journal of clinical monitoring and computing*, vol. 16, n° 3, p. 161–169, 2000.

HORNBERGER, C.; KNOOP, P.; MATZ, H.; DÖRRIES, F.; KONECNY, E.; GEHRING, H.; OTTEN, J.; BONK, R.; FRANKENBERGER, H.; WOUTERS, P.; GIL-RODRIGUEZ, J.; PONZ, L.; AVGERINOS, J.; KAROUTIS, A.; IKIADES, A.; WEININGER, S. A prototype device for standardized calibration of pulse oximeters II. *Journal of clinical monitoring and computing*, vol. 17, n° 3-4, p. 203–209, 2002.

JARA, A. J.; LOPEZ, P.; FERNANDEZ, D.; ZAMORA, M. A.; UBEDA, B.; SKARMETA, A. F. Communication Protocol for Enabling Continuous Monitoring of Elderly People through Near Field Communications. *Interacting with Computers*, vol. 26, n° 2, p. 145-168, 2014.

JEONG, H.; HA, T.; SHEN, L.; DAI, Z.; SUN, N.; LU, N. "NFC-enabled, tattoo-like stretchable biosensor manufactured by "cut-and-paste" method," *2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Jeju, Korea (South), pp. 4094-4097, 2017.

JEONG, H.; WANG, L.; HA, T.; MITBANDER, R.; YANG, X.; DAI, Z.; QIAO, S.; SHEN, L.; SUN, N.; LU, N. Modular and Reconfigurable Wireless E-Tattoos for Personalized Sensing. *Advanced Materials Technologies*, vol. 4, 2019.

KANG, S. G.; SONG, M. S.; KIM J. W.; LEE J. W.; KIM J. Near-Field Communication in Biomedical Applications. *Sensors*, vol. 21, p. 703, 2021.

KANG, M. H.; LEE, G. J.; YUN, J. H.; SONG, Y. M. NFC-Based Wearable Optoelectronics Working with Smartphone Application for Untact Healthcare. *Sensors*, vol. 21, p. 878, 2021.

KASAL, D. A.; LORENZO A.; TIBIRIĆA, E. COVID-19 and Microvascular Disease: Pathophysiology of SARS-CoV-2 Infection With Focus on the Renin-Angiotensin System. *Heart, Lung and Circulation*, vol. 29, n° 11, p. 1596-1602, 2020.

KICAD EDA. A Cross Platform and Open Source Electronics Design Automation Suite. Disponível em: <<https://kicad.org>>. Acesso em: 11 abr. 2021.

KIM, J.; SALVATORE G. A.; ARAKI H.; *et al.* Battery-free, stretchable optoelectronic systems for wireless optical characterization of the skin. *Science advances*, vol. 2, n° 8, 2016.

KIM, J.; GUTRUF, P.; CHIARELLI, A.; HEO, S.; CHO, K.; XIE, Z.; BANKS, A.; HAN, S.; JANG, K.; LEE, J.; LEE, K. T.; FENG, X.; HUANG, Y.; FABIANI, M.; GRATTON, G.; PAIK, U.; ROGERS, J. Miniaturized Battery-Free Wireless Systems for Wearable Pulse Oximetry. *Advanced Functional Materials*, vol. 27, 2017.

KODULAR. Disponível em: <<https://www.kodular.io>>. Acesso em: 11 abr. 2021.

LAZARO, A.; VILLARINO, R.; GIRBAU, D. A Survey of NFC Sensors Based on Energy Harvesting for IoT Applications. *Sensors*, vol. 18, n° 11, p. 3746, 2018.

LAZAZZERA, R.; BELHAJ, Y.; CARRAULT, G. A New Wearable Device for Blood Pressure Estimation Using Photoplethysmogram. *Sensors (Basel, Switzerland)*, vol. 19, n° 11, p. 2557, 2019.

LEE, S. P.; HA, G.; WRIGHT, D. E. *et al.* Highly flexible, wearable, and disposable cardiac biosensors for remote and ambulatory monitoring. *npj Digital Med*, vol. 1, p. 2, 2018.

LONGMORE, S. K.; LUI, G. Y.; NAIK, G.; BREEN, P. P.; JALALUDIN, B.; GARGIULO, G. D. A Comparison of Reflective Photoplethysmography for Detection of Heart Rate, Blood Oxygen Saturation, and Respiration Rate at Various Anatomical Locations. *Sensors*, vol. 19, p. 1874, 2019.

LIANG, T.; YUAN, Y. J. Wearable Medical Monitoring Systems Based on Wireless Networks: A Review. *IEEE Sensors Journal*, vol. 16, n° 23, p. 8186-8199, 2016.

LUKAS, H.; XU, C.; YU, Y.; GAO, W. Emerging Telemedicine Tools for Remote COVID-19 Diagnosis, Monitoring, and Management. *ACS nano*, vol. 14, n° 12, p. 16180–16193, 2020.

LUO, N.; DAI, W.; LI, C.; ZHOU, Z.; LU, L.; POON, C. C. Y.; CHEN, S. ZHANG, Y.; ZHAO, N. Flexible piezoresistive sensor patch enabling ultralow power cuffless blood pressure measurement. *Advanced Functional Materials*, vol. 26, n° 8, p. 1178-1187, 2016.

LTSPICE Simulator. Disponível em: <<https://www.analog.com/en/design-center/design-tools-and-calculators/ltspice-simulator.html>>

LYNN, W.; ESCALONA, O.; MCENEANEY, D. Arm and wrist surface potential mapping for wearable ECG rhythm recording devices: A pilot clinical study. *Journal of Physics Conference Series*, vol. 450, p. 2026, 2013.

MARTINI, R. The compelling arguments for the need of microvascular investigation in COVID-19 critical patients. *Clin Hemorheol Microcirc*, vol. 75, n° 1, p. 27-34, 2020.

MAXIM INTEGRATED. GUIDELINES FOR SPO2 MEASUREMENT USING THE MAXIM MAX32664 SENSOR HUB. Disponível em <https://www.maximintegrated.com/en/design/technical-documents/app-notes/6/6845.html>. Acesso em: 10 abr. 2021.

MAXIM INTEGRATED. MAX30100 Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health Datasheet. Disponível em: <<https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf>>. Acesso em: 11 abr. 2021.

MARIEB, E. N.; HOEHN, K. Human Anatomy & Physiology. 9 ed., Boston : Pearson, ISBN 978-0-321-74326-8, p. 824-833, 2013.

MANLISES, C. O.; DELA CRUZ, J. C.; FAUSTO, J. C.; MURALLA, L. M. A.; PAYAS, D. M. T.; POSADA, M. J. T. .Monitoring of Blood Pressure Using Photoplethysmographic (PPG) Sensor with Aromatherapy Diffusion. *2016 6th IEEE International Conference on Control System, Computing and Engineering (ICCSCE), Penang, Malaysia*, p. 476-480, 2016.

MCCOMBIE, D. B.; REISNER, A. T.; ASADA, H. H. Adaptive blood pressure estimation from wearable PPG sensors using peripheral artery pulse wave velocity measurements and multi-channel blind identification of local arterial dynamics. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, p. 3521–3524, 2006.

MEDCALC. Disponível em: <<https://www.medcalc.org/manual/blandaltman.php>>. Acesso em: 11 abr. 2021.

MIRANDA, M.; BALARINI, M.; CAIXETA, D.; BOUSKELA E. Microcirculatory dysfunction in sepsis: pathophysiology, clinical monitoring, and potential therapies. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, vol. 311, nº 1, p. H24-H35, 2016.

MONAGHESH, E.; HAJIZADEH, A. The role of telehealth during COVID-19 outbreak: a systematic review based on current evidence. *BMC Public Health*, vol. 20, p. 1193, 2020.

MOORE, J. H.; BARNETT, I.; BOLAND, M. R. *et al.* Ideas for how informaticians can get involved with COVID-19 research. *BioData Mining*, vol. 13, nº 3, 2020.

MICROCHIP Atmega328P MCU 8 bits AVR Datasheet. Disponível em: <<https://www.microchip.com/wwwproducts/en/ATmega328P>>. Acesso em: 11 abr. 2021.

MICROCHIP MCP6004 1MHz, Low-Power Op Amp Datasheet. Disponível em: <<https://www.microchip.com/wwwproducts/en/MCP6004>>. Acesso em: 11 abr. 2021.

MUEGGENBERG, M. Wireless Battery-less Sensor Device Using NFC. *Culminating Projects in Electrical Engineering*. 1, 2017. Disponível em: <https://repository.stcloudstate.edu/ece_etds/1>. Acesso em: 11 abr. 2021.

MUKKAMALA, R.; HAHN, J. O.; INAN, O. T.; MESTHA, L. K.; KIM, C. S.; TÖREYIN, H.; KYAL, S. Toward Ubiquitous Blood Pressure Monitoring via Pulse Transit Time: Theory and Practice. *IEEE Transactions on bio-medical engineering*, vol. 62, nº 8, p. 1879–1901, 2015.

MULTILASER. Termômetro digital modelo HC070 Manual. Disponível em: <http://arquivos.multilaser.com.br/manual/hc070_manual_v3.pdf>. Acesado em: 10 abr. 2021.

NANJING. TP4056 Linear Li-Ion Battery Charger Datasheet. Disponível em: <<https://dlnmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/Prototyping/TP4056.pdf>>. Acesso em: 11 abr. 2021.

NORBERT, S.; NIWAYAMA, M. Non-invasive calibration method for pulse oximeters. *Periodica Polytechnica Electrical Engineering*, v. 52, n. 1-2, p. 91-94, 1 Jan. 2018.

NXP. NT3H2111_2211 NTAH I2C plus Datasheet. Disponível em: <https://www.nxp.com/docs/en/data-sheet/NT3H2111_2211.pdf>. Acesso em: 11 abr. 2021.

NXP. NTAG I2C plus Explorer Kit Documentation. Disponível em: <<https://www.nxp.com/products/rfid-nfc/nfc-hf/nfc-tags-for-electronics/ntag-ic-iplus-i-explorer-kit:OM5569-NT322E>>. Acesso em: 22 jun. 2021.

OAK, S. S.; AROUL, P. How to Design Peripheral Oxygen Saturation (SpO₂) and Optical Heart Rate Monitoring (OHRM) Systems Using the AFE4403. *Texas Instruments*. Disponível em: <<https://www.ti.com/lit/an/slaa655/slaa655.pdf>>. Acesso em: 10 abr. 2021.

OKAWA Electric Design. Disponível em: <<http://sim.okawa-denshi.jp/en/Fkeisan.htm>>. Acesso em: 11 abr. 2021.

OMRON. Monitor de pressão sanguínea automático HEM-7122 Manual. Disponível em: <<https://omronhealthcare.com/wp-content/uploads/Bronze-upper-arm-blood-pressure-monitor-bp5100-im-en.pdf>>. Acesso em: 11 abr. 2021.

OSHIRO, Débora Matsunaga. Sistema Para Estimaco do Nível de Saturaco Parcial de Oxigênio no Sangue (SpO₂) e Frequência Cardíaca. 2011. 76 p. Trabalho de Concluso de Curso (Graduaco em Engenharia Elétrica) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2011.

PARK, Y. G.; LEE, S.; PARK, J. U. Recent Progress in Wireless Sensors for Wearable Electronics. *Sensors*, vol. 19, p. 4353, 2019.

PASSLER, S.; MLLER, N.; SENNER, V. In-Ear Pulse Rate Measurement: A Valid Alternative to Heart Rate Derived from Electrocardiography?. *Sensors (Basel, Switzerland)*, vol. 19, n 17, p. 3641, 2019.

PRABHAKAR, T. V.; MYSORE, U.; SAINI, U.; VINOY, K. J.; AMRUTHUR, B. NFC for Pervasive Healthcare Monitoring. *2015 28th International Conference on VLSI Design*, pp. 75-80, 2015.

POON, C. C.; ZHANG, Y. T. Cuff-less and noninvasive measurements of arterial blood pressure by pulse transit time. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, p. 5877–5880, 2005.

RAY, T.; CHOI, J.; REEDER, R.; LEE, S. P.; ARANYOSI, A. J.; GHAFFARI, R.; ROGERS, J. A. Soft, skin-interfaced wearable systems for sports science and analytics. *Current Opinion in Biomedical Engineering*, vol. 9, p. 47-56, 2019.

RICHARD, E.; CHAN, A. D. C. "Design of a gel-less two-electrode ECG monitor," 2010 *IEEE International Workshop on Medical Measurements and Applications*, Ottawa, ON, Canada, p. 92-96, 2010.

ROBLYER D. Perspective on the increasing role of optical wearables and remote patient monitoring in the COVID-19 era and beyond. *Journal of biomedical optics*, vol. 25, n° 10, p. 102703, 2020.

ROSA, B. M. G.; ANASTASOVA-IVANOVA, S.; YANG, G. Z. NFC-Powered Flexible Chest Patch for Fast Assessment of Cardiac, Hemodynamic, and Endocrine Parameters. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 13, n° 6, p. 1603-1614, 2019.

SABIONI, L.; LORENZO, A.; LAMAS, C.; MUCCILLO, F.; CASTRO-FARIA-NETO, H. C.; ESTATE, V.; TIBIRICA, E. Systemic microvascular endothelial dysfunction and disease severity in COVID-19 patients: Evaluation by laser Doppler perfusion monitoring and cytokine/chemokine analysis. *Microvascular Research*, vol. 134, p. 104119, 2021.

SARTOR, F.; GELISSEN, J.; VAN DINTHER, R.; ROOVERS, D.; PAPINI, G. B.; COPPOLA, G. Wrist-worn optical and chest strap heart rate comparison in a heterogeneous sample of healthy individuals and in coronary artery disease patients. *BMC sports science, medicine & rehabilitation*, vol. 10, n° 10, 2018.

SMARR, B. L.; ASCHBACHER, K.; FISHER, S. M.; CHOWDHARY, A.; DILCHERT, S.; PULDON, K.; RAO, A.; HECHT, F. M.; MASON, A. E. Feasibility of continuous fever monitoring using wearable devices. *Scientific reports*, vol. 10, p. 21640, 2020.

SHARMA, M.; BARBOSA, K.; HO, V.; GRIGGS, D.; GHIRMAI, T.; KRISHNAN, S.K.; HSIAT, T.K.; CHIAO, J.-C.; CAO, H. Cuff-Less and Continuous Blood Pressure Monitoring: A Methodological Review. *Technologies*, vol. 5, p. 21, 2017.

SILVERTHORN, D. U. FISILOGIA HUMANA Uma Abordagem Integrada. 7ª ed., Pearson, ISBN 9780321981226, p. 478-488, 2016.

SILVA, A. F.; TAVAKOLI, M. Domiciliary Hospitalization through Wearable Biomonitoring Patches: Recent Advances, Technical Challenges, and the Relation to Covid-19. *Sensors* vol. 20, p. 6835, 2020.

SINGH, A. K.; SAHI, M. S.; MAHAWAR, B.; & RAJPUROHIT, S. Comparative Evaluation of Accuracy of Pulse Oximeters and Factors Affecting Their Performance in a Tertiary Intensive Care Unit. *Journal of clinical and diagnostic research : JCDR*, vol. 11, n° 6, p. OC05–OC08, 2017.

STERGIOU, G. S.; ALPERT, B.; MIEKE, S.; ASMAR, R.; ATKINS, N.; ECKERT, S.; FRICK, G.; FRIEDMAN, B.; GRAßL, T.; ICHIKAWA, T.; IOANNIDIS, J. P.; LACY, P.; MCMANUS, R.; MURRAY, A.; MYERS, M.; PALATINI, P.; PARATI, G.; QUINN, D.; SARKIS, J.; SHENNAN, A.; O'BRIEN, E. A universal standard for the validation of blood pressure measuring devices: Association for the Advancement of Medical Instrumentation/European Society of Hypertension/International Organization for Standardization (AAMI/ESH/ISO) Collaboration Statement. *Journal of hypertension*, vol. 36, n° 3, p. 472–478, 2018.

STRIK, M.; CAILLOL, T.; RAMIREZ, F. D.; ABU-ALRUB, S.; MARCHAND, H.; WELTE, N.; RITTER, P.; HAÏSSAGUERRE, M.; PLOUX, S.; BORDACHAR, P. Validating QT-Interval Measurement Using the Apple Watch ECG to Enable Remote

Monitoring During the COVID-19 Pandemic. *Circulation*, vol. 142, n° 4, p. 416–418, 2020.

STUART, T.; CAI, L.; BURTON, A.; GUTRUF, P. Wireless and battery-free platforms for collection of biosignals. *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 178, p. 113007, 2021.

STUBAN, N.; NIWAYAMA, M. Optimal filter bandwidth for pulse oximetry. *The Review of scientific instruments*, vol. 83, n° 10, p. 104708, 2012.

VICENTE, J. M.; AVILA-NAVARRO, E.; RODRIGUEZ-MARTINEZ, A.; DE LA CASA LILLO, M. A.; SABATER-NAVARRO, J. M. NFC2BLE Communications' Bridge: From Flash to Continuous Monitoring of Biological Parameters. *Elektronika ir Elektrotechnika*, [S. 1.], vol. 26, n° 2, p. 54-58, 2020.

VILLEGAS, A.; MCENEANEY, D.; ESCALONA, O. Arm-ECG Wireless Sensor System for Wearable Long-Term Surveillance of Heart Arrhythmias. *Electronics*, vol. 8, p. 1300, 2019.

VIZCAYA, P.; PERPIÑAN, G.; PERPIÑAN, P.; MCENEANEY, D.; ESCALONA, O. Standard ECG lead I prospective estimation study from far-field bipolar leads on the left upper arm: A neural network approach. *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 51, p. 171-180, 2019.

WHO. *World Health Organization*. Hypertension. Disponível em: <<https://www.who.int/health-topics/hypertension>>. Acesso em: 11 abr. 2021.

WALTER, E. J.; HANNA-JUMMA, S.; CARRARETTO, M.; FORNI L. The pathophysiological basis and consequences of fever. *Crit Care*, vol. 20, p. 200, 2016.

YAPICI, M. K.; ALKHIDIR T. E. Intelligent Medical Garments with Graphene-Functionalized Smart-Cloth ECG Sensors. *Sensors (Basel)*, vol. 17, p. 875, 2017.

YATES, R.; LYONS, R. DC Blocker Algorithms. *IEEE Signal Processing Magazine*, 2008. Disponível em: <<https://www.iro.umontreal.ca/~mignotte/IFT3205/Documents/TipsAndTricks/DCBlockerAlgorithms.pdf>>. Acesso em: 11 abr. 2021.

TEXAS INSTRUMENTS INA122 Single Supply, MicroPower INSTRUMENTATION AMPLIFIER Datasheet. Disponível em: <<https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina122.pdf>>. Acesso em: 11 abr. 2021.

TIBIRICA, E., DE LORENZO A. Importance of the evaluation of systemic microvascular flow and reactivity in critically ill patients with coronavirus disease 2019 - COVID-19. *Microvasc Res*, vol. 131, p. 104028, 2020.

THAKOR N. V. From Holter monitors to automatic defibrillators: developments in ambulatory arrhythmia monitoring. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 31, n° 12, p. 770–778, 1984.

ZANOLETTI, M.; CORTESE, L.; AMENDOLA, C. *et al.* VASCOVID: An integrated platform to evaluate endothelial and microvascular impairment in severe COVID-19

patients. *European Conferences on Biomedical Optics 2021 (ECBO), OSA Technical Digest (Optical Society of America, 2021)*, paper ETh3A.4, 2021.

ZULQARNAIN, M.; STANZIONE, S.; RATHINAVEL, G. *et al.* A flexible ECG patch compatible with NFC RF communication. *npj Flex Electron*, vol. 4, 2020.

APÊNDICE A – QUESTIONÁRIO DE AVALIAÇÃO PRÉ-TESTE**Questionário de avaliação pré-teste****Projeto:** Monitoramento de sinais vitais via NFC**UNIVERSIDADE
FEDERAL
DE PERNAMBUCO**

Breno Cordeiro Bispo

Mestrando em engenharia eletrônica,

PPGEE - DES - UFPE

breno.bispo@ufpe.br

Data: ____ / ____ / ____**Voluntário:** _____ **Idade:** _____**Sexo:** () Masculino () Feminino () Outros**Altura aproximada:** _____ **Escolaridade:** _____**Peso:** _____**É alérgico a material de plástico, nylon, poliamida, ABS e PLA:**

() SIM () NÃO () Não sei.

APÊNDICE B - QUESTIONÁRIO PÓS-TESTE DE AVALIAÇÃO DE USABILIDADE

Questionário pós-teste de avaliação de usabilidade

Projeto: Monitoramento de sinais vitais via NFC



UNIVERSIDADE
FEDERAL
DE PERNAMBUCO

Breno Cordeiro Bispo
Mestrando em engenharia eletrônica,
PPGEE - DES - UFPE
breno.bispo@ufpe.br

Data: ____ / ____ / ____

Voluntário: _____

Q1. Qual sua avaliação em relação as dimensões dos protótipos do sistema proposto?

Não tem certeza	Não satisfeito	Pouco satisfeito	Aceitável	Muito satisfeito
()	()	()	()	()

Q2. Qual sua avaliação em relação ao peso dos protótipos do sistema proposto?

Não tem certeza	Não satisfeito	Pouco satisfeito	Aceitável	Muito satisfeito
()	()	()	()	()

Q3. Qual sua avaliação em relação conforto dos protótipos no seu braço?

Não tem certeza	Não satisfeito	Pouco satisfeito	Aceitável	Muito satisfeito
()	()	()	()	()

Q4. Qual sua avaliação em relação ao modo de funcionamento dos aparelhos desenvolvidos em relação ao que já existem no mercado ou em hospitais?

Não tem certeza	Não é superior	Não sinto diferença	Pouco superior	Muito superior
()	()	()	()	()

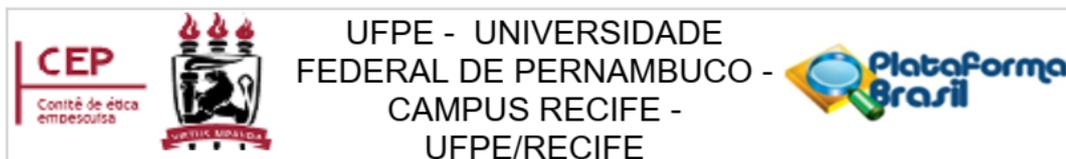
Q5. Qual sua avaliação em relação a precisão dos dados que o sistema lhe fornece?

Não tem certeza	Não satisfeito	Pouco satisfeito	Aceitável	Muito satisfeito
()	()	()	()	()

Q6. Qual sua avaliação geral com relação a ideia do sistema proposto?

Não tem certeza	Não satisfatório	Pouco satisfatório	Aceitável	Muito satisfatório
()	()	()	()	()

ANEXO A - PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Monitoramento de sinais vitais via Near Field Communication

Pesquisador: Breno Cordeiro Bispo

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 45209121.2.0000.5208

Instituição Proponente: CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIENCIAS

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 5.236.566

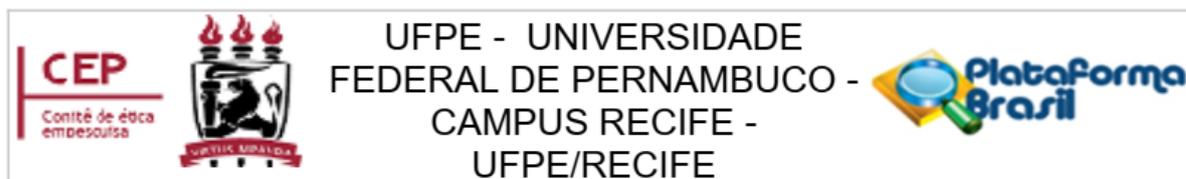
Apresentação do Projeto:

O projeto intitulado "Monitoramento de sinais vitais via NFC" foi apresentado ao Programa de PósGraduação em Engenharia elétrica do Centro de Tecnologia e Geociências da Universidade Federal de Pernambuco, pelo estudante Breno Cordeiro Bispo, sob a orientação do Prof. Dr Renato Evangelista de Araújo. O projeto visa o desenvolvimento de dois protótipos eletrônico vestíveis, em formato de bracelete, um constituído de uma bateria Lítio-Ion e outro sem bateria, ambos de baixo custo e com comunicação sem fio, que forneçam de forma não-invasiva os sinais vitais do usuário, como frequência cardíaca, oximetria, temperatura periférica e pressão sanguínea para um smartphone. O protótipo possui um microcontrolador, que é responsável pelo processamento das informações recebidas pelo sensor ótico (colocado no dedo indicador do voluntário em forma de dedal) e através de três eletrodos descartáveis posicionados ao longo do braço esquerdo do voluntário. Todo o circuito utilizado trabalha em baixo nível de potência e tensão. A captura dos dados se inicia no momento em que o celular é posto próximo a antena NFC do módulo que será posicionado no pulso do voluntário num formato aproximado de um acessório bracelete. Os procedimentos de recrutamento e coleta de dados serão realizados no Laboratório de Interface HomemMaquina – LIHOM, no prédio do Centro de Tecnologia e Geociência – CTG/UFPE.

Objetivo da Pesquisa:

Desenvolvimento de dois protótipos eletrônico vestíveis, um constituído de uma bateria Lítio-Ion e

Endereço: Av. das Engenhasria, s/n, 1º andar, sala 4 - Prédio do Centro de Ciências da Saúde
Bairro: Cidade Universitária CEP: 50.740-600
UF: PE Município: RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 E-mail: cephumanos.ufpe@ufpe.br



Continuação do Parecer: 5.236.566

outro sem bateria, ambos de baixo custo e com comunicação sem fio, que forneçam de forma não-invasiva os sinais vitais do usuário como frequência cardíaca, oximetria, temperatura periférica e pressão sanguínea para um smartphone.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

a. Riscos:

Durante a etapa de execução do protocolo do experimento, os voluntários estarão sujeitos a riscos de choques elétricos ínfimos, pois o circuito eletrônico trabalha com tensões baixas (menores que 3,3 Volts) e se encontra eletricamente isolado do voluntário; uma vez que todo o circuito eletrônico se encontra dentro da caixa feita em material não-condutor para as baixas correntes que circulam no circuito elétrico do sistema; e o que estará em contato com a pele do voluntário será apenas o sensor luminoso localizado no dedo indicador do voluntário e três eletrodos para captura dos sinais de ECG. A frequência e potência com que o sensor luminoso emite, não traz risco algum ao voluntário, pois esta técnica de 16 capturas de dados de oximetria e frequência cardíaca é muito utilizada em equipamentos certificados e regulamentados por normas. Em caso de qualquer desconforto ou incomodo é garantido ao voluntário a desistência sem quaisquer ônus. Para medidas de segurança sanitária e evitar quaisquer constrangimentos durante o experimento, apenas o pesquisador e o voluntário estarão no local no momento da coleta dos dados.

b. Benefícios:

O projeto possui potencial para desenvolver um sistema bastante acessível, portátil, com aplicabilidade e funcionalidade abundante, principalmente no contexto pandêmico no qual a sociedade se encontra. Desta forma, o desenvolvimento de tecnologias que possam auxiliar no diagnóstico, monitoramento e triagem de pacientes sob suspeita ou diagnosticado com o COVID-19 são demandas emergenciais para o sistema público de saúde. Esses fatores associados permitem maior difusão da pesquisa na área de tecnologias biomédicas onde várias instituições poderiam replicar o sistema e utilizá-lo para futuros trabalhos, visando sempre ampliar a acessibilidade e rapidez na aquisição de sinais fisiológicos do indivíduo.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

As modificações sugeridas foram implementadas nos documentos do Projeto Detalhado e TCLE desta pesquisa. O título da pesquisa foi alterado de "Monitoramento de sinais vitais via NFC" para "Monitoramento de sinais vitais via Near Field Communication" nos documentos do Projeto Detalhado e TCLE, seguindo recomendação presente no parecer.

Endereço: Av. das Engenhasria, s/n, 1º andar, sala 4 - Prédio do Centro de Ciências da Saúde

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 50.740-600

UF: PE

Município: RECIFE

Telefone: (81)2126-8588

E-mail: cephumanos.ufpe@ufpe.br



Continuação do Parecer: 5.236.566

A lista de pendências exigidas se encontram abaixo, assim como as respectivas indicações de correção implementadas no Projeto Detalhado. 1) Descrever como será o processo de recrutamento dos participantes e como serão diagnosticados quanto aos sintomas de gripe e covid-19.

No tópico 6.5 Recrutamento dos Participantes na página 13, é exigido ao voluntário o passaporte de vacinação e comprovante de teste NEGATIVO para COVID-19 nas últimas 24 horas. Além disso, caso o voluntário apresente sintomas típicos de gripe ou resfriado como febre, tosse, dor de cabeça, dores musculares e articulares, mal-estar, dor de garganta e coriza, este não poderá participar da pesquisa

2) Quais orientações serão dadas ao participante que apresentar valores alterados para quaisquer registros de parâmetros alterados nos equipamentos utilizados nos testes controles?

No tópico 6.4 Critérios de Inclusão e Exclusão na página 13 e tópico 6,7 Procedimentos para coleta de dados página 15, se durante os testes o voluntários apresentar quaisquer valores alterados dos parâmetros vitais medidos, os testes são imediatamente interrompidos e é solicitado ao voluntários providenciar auxílio médico apropriado.

3) Explicar se participantes que fazem uso de medicamentos para controle de quaisquer desses parâmetros serão incluídos na pesquisa.

No tópico 6.4 Critérios de Inclusão e Exclusão na página 13, pessoas que fazem uso de medicamentos para controle de quaisquer parâmetros vitais medidos durante a pesquisa serão excluídos da pesquisa.

4) Explicar como esses participantes serão selecionados, considerando o uso de medicamentos.

No tópico 6.4 Critérios de Inclusão e Exclusão na página 13, pessoas que fazem uso de quaisquer medicamentos de uso contínuo serão excluídos da pesquisa.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Foram apresentados corretamente e o TCLE foi corrigido satisfatoriamente.

Recomendações:

Nenhuma.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

As alterações foram acatadas e corrigidas.

Endereço: Av. das Engenhasria, s/n, 1º andar, sala 4 - Prédio do Centro de Ciências da Saúde
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **E-mail:** cephumanos.ufpe@ufpe.br



Continuação do Parecer: 5.236.566

Considerações Finais a critério do CEP:

As exigências foram atendidas e o protocolo está APROVADO, sendo liberado para o início da coleta de dados. Informamos que a APROVAÇÃO DEFINITIVA do projeto só será dada após o envio do Relatório Final da pesquisa. O pesquisador deverá fazer o download do modelo de Relatório Final para enviá-lo via "Notificação", pela Plataforma Brasil. Siga as instruções do link "Para enviar Relatório Final", disponível no site do CEP/CCS/UFPE. Após apreciação desse relatório, o CEP emitirá novo Parecer Consubstanciado definitivo pelo sistema Plataforma Brasil.

Informamos, ainda, que o (a) pesquisador (a) deve desenvolver a pesquisa conforme delineada neste protocolo aprovado, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao voluntário participante (item V.3., da Resolução CNS/MS Nº 466/12).

Eventuais modificações nesta pesquisa devem ser solicitadas através de EMENDA ao projeto, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

Para projetos com mais de um ano de execução, é obrigatório que o pesquisador responsável pelo Protocolo de Pesquisa apresente a este Comitê de Ética relatórios parciais das atividades desenvolvidas no período de 12 meses a contar da data de sua aprovação (item X.1.3.b., da Resolução CNS/MS Nº 466/12). O CEP/CCS/UFPE deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (item V.5., da Resolução CNS/MS Nº 466/12). É papel do/a pesquisador/a assegurar todas as medidas imediatas e adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e ainda, enviar notificação à ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária, junto com seu posicionamento.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1712757.pdf	01/02/2022 12:30:31		Aceito
Outros	CARTA_RESPOSTA_PENDENCIAS.pdf	01/02/2022 12:28:12	Breno Cordeiro Bispo	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Breno_Bispo_ProjetoDetalhado.docx	01/02/2022 12:24:09	Breno Cordeiro Bispo	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento /	Breno_TCLEmaiores18.docx	01/02/2022 12:23:43	Breno Cordeiro Bispo	Aceito

Endereço: Av. das Engenhasria, s/n, 1º andar, sala 4 - Prédio do Centro de Ciências da Saúde
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **E-mail:** cephumanos.ufpe@ufpe.br



Continuação do Parecer: 5.236.566

Justificativa de Ausência	Breno_TCLEmaiores18.docx	01/02/2022 12:23:43	Breno Cordeiro Bispo	Aceito
Outros	Carta_Anuencia.pdf	23/03/2021 12:14:38	Breno Cordeiro Bispo	Aceito
Outros	Lattes_Breno_Cordeiro_Bispo.pdf	22/03/2021 22:48:01	Breno Cordeiro Bispo	Aceito
Outros	Lattes_Renato_Evangelista_Araujo.pdf	22/03/2021 22:47:26	Breno Cordeiro Bispo	Aceito
Folha de Rosto	FOLHA_DE_ROSTO.PDF	22/03/2021 22:40:52	Breno Cordeiro Bispo	Aceito
Outros	Lattes_Marco_Aurelio_Benedetti_Rodrigues.pdf	05/03/2021 10:14:04	Breno Cordeiro Bispo	Aceito
Outros	Termo_Confidencialidade.pdf	05/03/2021 10:12:59	Breno Cordeiro Bispo	Aceito
Outros	declaracao_vinculo.pdf	04/03/2021 22:58:11	Breno Cordeiro Bispo	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

RECIFE, 10 de Fevereiro de 2022

Assinado por:
LUCIANO TAVARES MONTENEGRO
(Coordenador(a))

Endereço: Av. das Engenhasria, s/n, 1º andar, sala 4 - Prédio do Centro de Ciências da Saúde
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **E-mail:** cephumanos.ufpe@ufpe.br