

Desenvolvimento de sistema integrado de eletrocardiograma e fotopletismografia

Integrated electrocardiogram and photoplethysmography system development

RESUMO

Devido a importância do monitoramento de parâmetros fisiológicos de um paciente como o ritmo cardíaco e o nível de saturação de oxigênio, esse último apresentando grande visibilidade atual devido ao COVID-19, é proposto neste estudo um sistema que integra os sinais de fotopletismografia (PPG) e eletrocardiograma (ECG). Foi utilizado o módulo AD8232 e o MAX30100 para a aquisição do ECG e do PPG, respectivamente. O Arduíno UNO realiza, através do microcontrolador ATMEGA328, o processamento e filtragem digital dos sinais assim como a determinação do ritmo cardíaco e a saturação de oxigênio no sangue. A transmissão dos dados é feita através de uma placa bluetooth para o computador. Os sinais e parâmetros fisiológicos são apresentados através de um software desenvolvido na plataforma Visual Studio. A calibração foi realizada através do simulador de pacientes HS30, da R&D Mediq, que gera sinais de ECG, oximetria, temperatura e outros. Os resultados apresentados pelo sistema de monitoramento cardíaco e de oxigenação do sangue foram adequados. Este sistema poderá ser usado futuramente na obtenção do inverso do PWTT (*Pulse Wave Transit Time*), sinal que correlaciona com a pressão arterial sistólica e pode ser usado em modelamento do controle autônomo do coração.

PALAVRAS-CHAVE: Eletrocardiograma. Fotopletismografia. AD8232. MAX30100.

ABSTRACT

Due the importance of patient's physiological parameters monitoring, such as cardiac rhythm and oxygen saturation levels, the latest showing great current visibility due to COVID-19, a system that integrates photoplethysmography (PPG) and electrocardiogram (ECG) is proposed in this study. We used the module AD8232 and MAX30100 for ECG and PPG acquisition, respectively. The Arduino UNO realizes, through the microcontroller ARMEL ATMEGA328, the processing and digital filtering of the signals, as well as the determination of heart rate and blood oxygen level saturation. The data transmission to the computer occurs through a bluetooth module. The signals and parameters are presented on a software developed using Visual Studio. The calibration was performed using the HS30 patient simulator manufactured by R&D Mediq, that can provide ECG signals, oximetry, temperature and more. The results shown by the blood oxygenation and cardiac monitoring system were adequate. This system can be future used in the obtaining of the inverse PWTT (*Pulse Wave Transmit Time*) this signal which correlates with systolic blood pressure and can be used for hearth control system modeling.

KEYWORDS: Electrocardiogram. Photoplethysmography. AD8232. MAX30100.

João Vitor Ferro Simões

joaosimoes@alunos.utfpr.edu.br

Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Ponta Grossa, Paraná, Brasil

Sérgio Okida

seriookida@utfpr.edu.br

Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Ponta Grossa, Paraná, Brasil

Recebido: 19 ago. 2020.

Aprovado: 01 out. 2020.

Direito autoral: Este trabalho está licenciado sob os termos da Licença Creative Commons-Atribuição 4.0 Internacional.



INTRODUÇÃO

Doenças cardiovasculares são a causa número um de mortes no mundo, das 17,9 milhões de pessoas mortas por doenças cardiovasculares em 2016, 75% destas foram em países de baixa e média renda (Organização Mundial da Saúde, 2017).

No Brasil em 2015, o infarto do miocárdio acarretou em um custo de 22,4 bilhões de reais, seguido de insuficiência cardíaca em 22,1 bilhões, hipertensão com 8 bilhões e fibrilação arterial com 3,9 bilhões de reais (STEVENS, 2018). Bryce Stevens (2018) afirma também que "Telemedicina e suporte telefônico estruturado são intervenções custo-efetivas para o aprimoramento do manejo da insuficiência cardíaca".

Chloé Pinheiro (2020) apontou um aumento de 31% nas mortes por doenças cardiovasculares, associando este aumento com a redução na procura de profissionais da saúde ao observar-se sintomas cardiovasculares, esta queda estaria relacionada com o medo de procurar atendimento em hospitais, decorrente da crise de COVID-19 no país.

Geraldo Lorenzi Filho (2020) afirma que doenças relacionadas à baixa oxigenação do sangue nem sempre podem ser notados através de sintomas, como é o caso da hipóxia silenciosa, doença relacionada diretamente ao novo coronavírus. A hipóxia silenciosa indica um risco considerável de morte, e diz ainda que níveis de oxigenação inferiores a 94% são um sinal de alerta, necessitando de monitoração dos níveis de oxigênio dos pacientes.

A monitoração dos sinais vitais permite o acompanhamento das condições clínicas dos pacientes e, em caso de emergência, é possível diminuir o tempo de resposta na prestação de socorro médico e a gravidade de um mal súbito. (MIGUEL.,2011, p. 2-3).

Observa-se assim a importância do monitoramento cardíaco e também da oximetria, que mede o nível de saturação de oxigênio e é obtida através do processamento de sinais fotopleletismográficos (SHELLEY et al., 2001, p. 420-428). Por isso, através deste estudo, procurou-se desenvolver e validar uma placa que integra dois sinais: um sinal de eletrocardiograma de canal único, fornecido pelo módulo de aquisição baseado no chip AD8232 e um sinal de fotopleletismografia proveniente do módulo MAX30100.

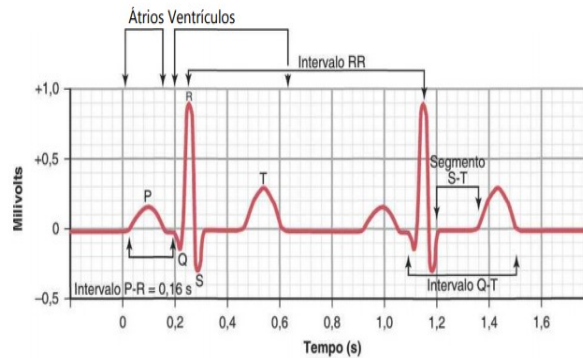
Além disso, através da integração dos sinais de eletrocardiograma (ECG) e fotopleletismografia (PPG, de photoplethysmography) é possível obter o PWTT (Pulse Wave Transmit Time), que é o intervalo entre o pico R do sinal de eletrocardiograma e da base de subida do sinal de fotopleletismografia (OKIDA, et al., 2012, p. 233). O inverso do PWTT, chamado de IPWTT, é um potencial candidato para a substituição da pressão arterial sistólica em modelação MVAR (Multivariate Autoregressive Modeling) (GIASSI P. JUNIOR et al., 2013, p. 3177).

MATERIAIS E MÉTODOS

O ECG é a detecção de correntes de despolarização e repolarização das fibras musculares do coração a partir da colocação de eletrodos sob a pele. A Figura 1 mostra o registro de um eletrocardiograma normal, onde a onda P é a

despolarização dos átrios, que dá início ao batimento cardíaco, seguido pelo complexo QRS que corresponde a contração ou despolarização ventricular e a onda T que representa a repolarização ventricular. (GUYTON & HALL, 2011, p. 129)

Figura 1: Eletrocardiograma normal



Fonte: Guyton & Hall, 2011, p. 129

A determinação do ritmo cardíaco é normalmente medida pelo intervalo entre duas ondas R consecutivas (SCHWARZ, 2009, p. 6), podendo ser calculado através da equação 1.

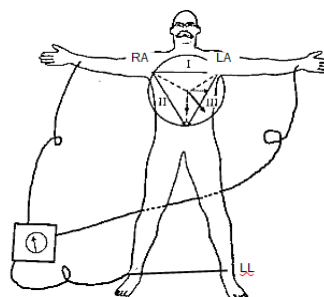
$$RC = \frac{60}{RR} \quad (1)$$

onde:

- RC – Ritmo cardíaco em BPM (batimentos por minuto)
- RR – intervalo entre picos R consecutivos em segundos

Segundo Najarian; Splinter (2016, p. 178-179), o posicionamento padrão dos eletrodos, chamado de triângulo de Eithoven, é colocação de eletrodos nos braços direito (RA, *Right Arm*), esquerdo (LA, *Left Arm*) e também na perna esquerda (LL, *Left Leg*), como demonstrado na Figura 2.

Figura 2: Triângulo de Eithoven

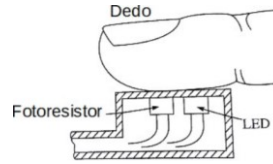


Fonte: *Biomedical Signal and Image Processing*(adaptado), 2016, Pag. 178

Para o eletrocardiograma de diagnóstico, a faixa de frequência situa-se entre 0,05 e 100 Hz, já para o monitor cardíaco, esta faixa compreende entre 0,5 e 40 Hz. Na monitoração do ECG, a prioridade não é a morfologia do sinal, e sim o complexo QRS (CALIL, S; GOMIDE E.T.,2002, p. 349).

A fotopletismografia é a determinação do volume de sangue através da medição da variação de volume de sangue em um membro (BROWN; CARR, p.278). A Figura 3 apresenta a aquisição do sinal de PPG em um dedo posicionado sobre um sensor de fotopletismografia, constituído basicamente de um fotoresistor e um LED (BROWN; CARR, p.280).

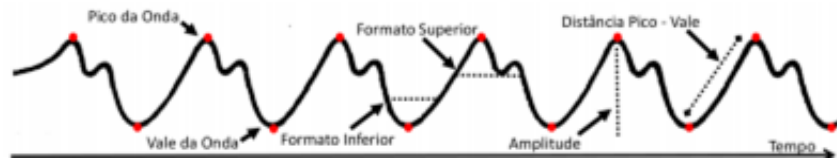
Figura 3: Dedo no sensor de fotopletoemografia



Fonte: Introduction to Biomedical Equipment Technology, 2001, p. 280

O sinal fotopletoemográfico usual, representado na Figura 4 pode ser descrito como a intensidade luminosa alternada decorrente do volume arterial de cada batimento cardíaco (CALIL, S; GOMIDE E.T., 2002, p.493-500).

Figura 4: Sinal de fotopletoemografia



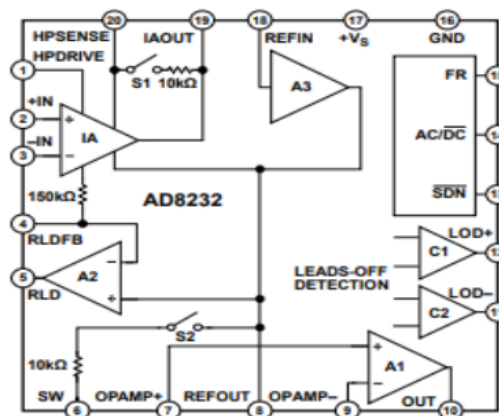
Fonte: NAKAYAMA, Fernando et al., 2019, p. 6

O oxímetro é um fotopletoemógrafo sensível à saturação de oxigênio (SHELLEY, 2001, p. 420-428). A oxihemoglobina apresenta menor transmissão de luz no espectro vermelho (em torno de 660nm) quando comparada a hemoglobina desoxigenada, porém existem regiões onde os a absorção é igual, e uma destas regiões é a de 805nm, que é a região do infravermelho. Assim, os oxímetros de pulso atual utilizam dois LEDs, um na faixa vermelha de 660nm e outro na faixa infravermelha de 930nm (CALIL, S; GOMIDE E.T., 2002, p. 493-500).

Para a aquisição dos sinais de ECG foi utilizado o módulo de aquisição baseado no CI AD8232 (seu circuito é apresentado na Figura 5), que possui um amplificador diferencial com ganho de cem vezes o sinal de entrada, bloqueio de componentes contínuas do sinal, baixa corrente de utilização e alta rejeição de modo comum (Analog Devices, 2012). O módulo AD8232, junto da conversão AD do Arduino, pode identificar e apresentar arritmias cardíacas facilmente (KANANI; PADOLE, 2018, p. 63).

Em estudo realizado na China, o AD8232 obteve formas de onda de ECG estáveis e precisas, utilizadas posteriormente para análise no domínio do tempo e da frequência, também obtendo bons resultados (JI, XIAOQIANG, 2017, p. 233).

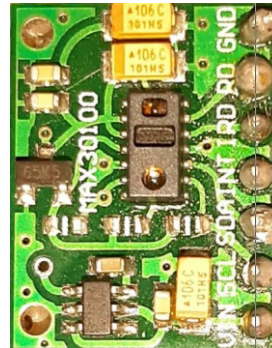
Figura 5: Circuito do AD8232



Fonte: Analog Devices, 2012, Datasheet

Para a aquisição do sinal de PPG foi utilizado o sensor MAX30100 (o conjunto pode ser visto na Figura 6), que integra LED e fotosensor (ao centro da imagem). Segundo Strogonovs, Raivis (2017), o MAX30100 entrega a conveniência de integrar circuitos analógicos complexos em uma pequena área.

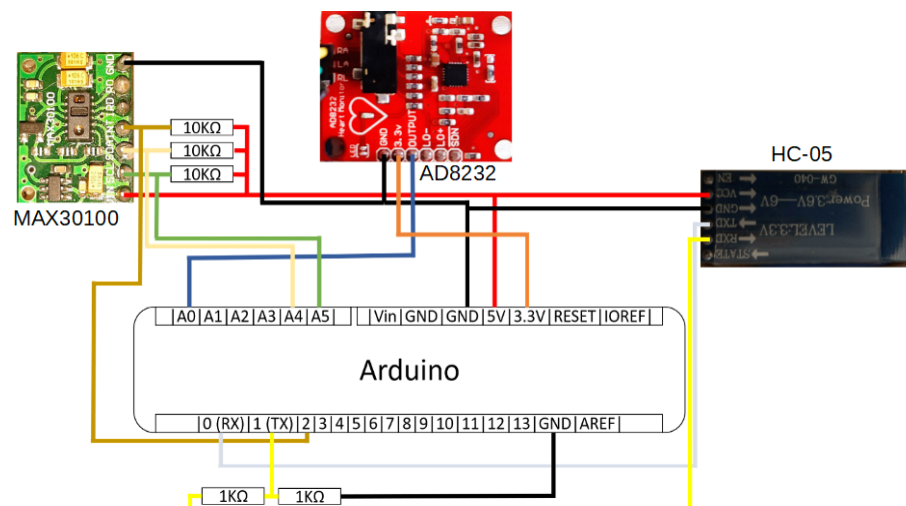
Figura 6: Sensor MAX30100



Fonte: Autoria Própria

Utilizou-se frequência de amostragem de 250 Hz (assegurada pelo Timer1 do Arduino), que garante que não ocorrerá aliasing para ECG ou para PPG. Para a conversão AD do módulo AD8232 e também para o processamento dos dados brutos do MAX30100 foi utilizado um Arduino uno, pois apresenta resolução de conversão e processamento satisfatórias para as aplicações desejadas. Na Figura 7 é observado a integração das duas placas ao Arduino, juntos ao módulo bluetooth HC-05 para a transmissão dos dados, já que oferece transmissão de até 480600 bauds. Há três resistores na saída do MAX30100, que se devem ao fato que este foi projetado para trabalhar com tensões de nível lógico alta em 1,8 volts, e, como o microcontrolador AT328 utiliza nível alto para no mínimo 3,3 volts (em portas digitais, que foram as utilizadas), assim, se faz necessária a retirada de três resistores da placa e a colocação de resistores diferentes externos, ajustando assim tensão no barramento I2C (MOREIRA, 2019), para assim gerar sinais altos que seriam lidos corretamente pelo arduino. O divisor de tensão encontrado na parte inferior da Figura 7 foi utilizado pois a comunicação de recebimento do módulo bluetooth (RX) é feita em 3.6V, e o pino de envio (TX) do Arduino utiliza 5 Volts.

Figura 7: Integração das placas



Fonte: Autoria própria

Para a redução dos ruídos presentes no sinal foram usados dois métodos: Para o sinal de PPG foi utilizado um filtro de média móvel de tamanho 20, pois é um filtro relativamente simples e de fácil desenvolvimento. Já para o ECG foi utilizado um filtro passa baixa FIR desenvolvido através da plataforma T-FILTER (ISZA, PETER) com frequência de corte em 45 Hz, pois o filtro de média móvel poderia atenuar a onda R.

Foi implementado um detector de picos R para o ECG e um detector de picos de onda para o oxímetro. O detector de picos funciona baseado em uma pré aquisição de 5 segundos pelo Arduíno, que, a partir desta amostra inicial, determina valores máximos, mínimos e de linha de base da onda, assim, o detector de pico atua somente quando o valor lido se aproxima do valor de pico. Ao notar a queda do valor lido é marcado um ponto com a função millis(), assim, calcula-se a distância entre dois picos e conseqüentemente a frequência cardíaca, armazenada em uma variável float.

Os dados do fotosensor foram interpretados através da biblioteca "MAX30100lib" que é de acesso livre (open source). Esta biblioteca calcula os batimentos por minuto e oxigenação do sangue baseados no sinal de fotopleletismografia.

A validação dos dados foi realizada através do simulador de pacientes HS30 da R&D Mediq, que gera sinais de eletrocardiograma, oximetria, temperatura e outros sinais biomédicos. O simulador foi considerado como base para calibração (valor real).

Para o desenvolvimento da interface de usuário, onde os dados enviados por bluetooth serão apresentados, foi utilizado um Windows Form, através da IDE Visual Studio, da Microsoft, utilizando a linguagem de programação C#.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os sinais de eletrocardiograma gerados pelo simulador de pacientes foram de 80, 100, 120, 140, 160, 180 e 200 batimentos por minuto (BPM), com amplitude fixa de 1,5 mVpp (milivolts pico-a-pico).

A calibração foi realizada levando em consideração o detector de picos implementado no microcontrolador, gerando erro percentual médio de 2,12%, assim utilizando a equação 2 corrige-se os batimentos por minuto medidos.

$$\text{bpm} = 0,958 * \text{bpmMicro} + 2,7882 \quad (2)$$

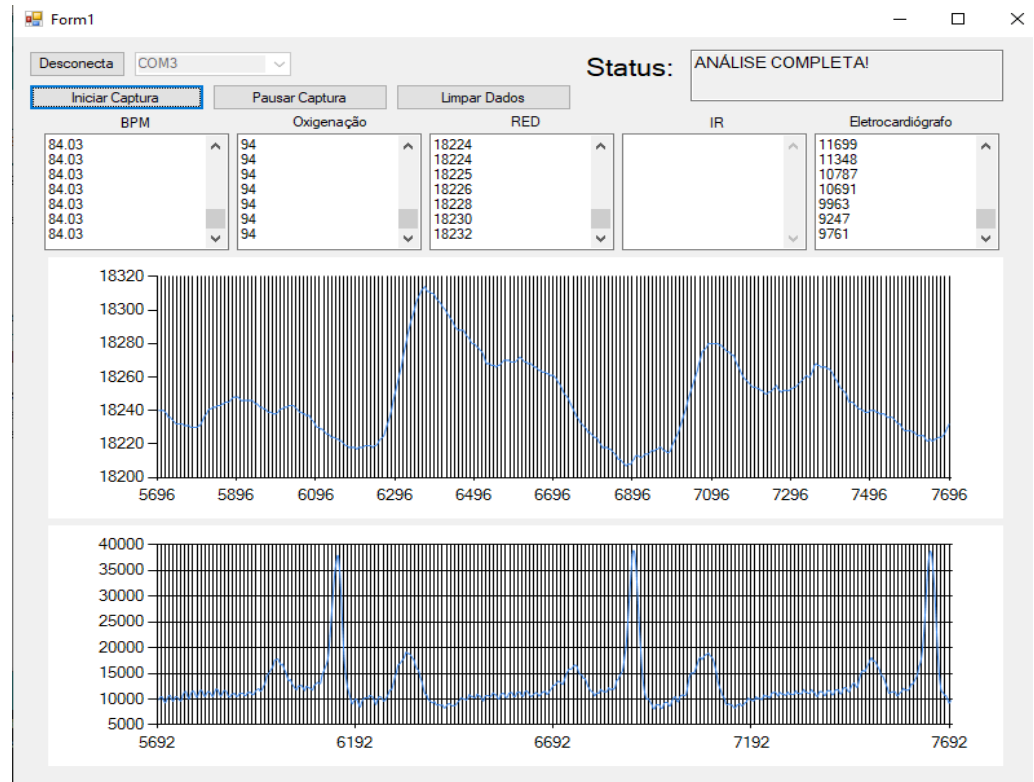
onde:

bpm: Batimentos reais por minuto;

bpmMicro: Batimentos por minuto calculados pelo microcontrolador sem a calibração.

Apesar do sinal de fotopleletismografia fornecer o ritmo cardíaco, o ECG foi mais preciso para detectar os batimentos por minuto, pois é mais fácil de identificar o pico das ondas R do que os picos do PPG. Na Figura 8 observamos a interface gráfica desenvolvida onde são mostrados os sinais de ECG, de PPG, além da apresentação da frequência cardíaca e oxigenação do sangue, demonstrados na primeira e segunda caixa de texto.

Figura 8: Integração dos sinais



Fonte: Autoria própria

Em trabalhos futuros almeja-se obter o intervalo do sinal de IPWTT e estimação da pressão sistólica estudando seu uso na modelação do sistema de controle autônomo do coração. Também deseja-se eliminar a variação da linha de base através da aplicação de filtros de hardware ou software.

CONCLUSÕES

Conclui-se então, através deste estudo que a integração dos chips AD8232 e MAX30100 em conjunto com o Arduino, demonstraram ser adequados para a monitoração da frequência cardíaca e da oxigenação do sangue apresentando gráficos com precisão de milissegundos.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a fundação araucária pelo financiamento da pesquisa, agradecem também ao ministério público pela compra de equipamentos de biomédica utilizados no estudo.

REFERÊNCIAS

ANALOG DEVICES. AD8232 Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End. Instrumentation Amplifiers. 2012. Disponível em: <https://www.analog.com/en/products/ad8232.html#product-overview> Acesso em: 20 ago 2020.

CALIL, S.; GOMIDE, E. T. Equipamentos médico-hospitalares e o gerenciamento da manutenção capacitação a distancia. Ministério da saúde secretaria de gestão de investimentos em saúde, v. 1,, 2002.

CLIFFORD, G. D.; Signal Processing Methods for Heart Rate Variability. Michaelmas Term, Thesis (Doctor of Philosophy) – Department of Engineering Science, University of Oxford, 2002.

FERNANDES, BRUNO M.V. Sistema de Monitorização e Gestão de Sinais Vitais baseado em Dispositivos Móveis, Braga, 2011.

GIASSI P JR, OKIDA S, OLIVEIRA MG, MORAES R. Validation of the inverse pulse wave transit time series as surrogate of systolic blood pressure in MVAR modeling. IEEE Transactions on Bio-medical Engineering, 2013.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. Tratado de Fisiologia Médica. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

Jl, XIAOQIANG, et al. "Design of the HRV Analysis System Based on AD8232." DEStech Transactions on Engineering and Technology Research ismii, 2017.

JOSEPH J.. CARR; BROWN, John Michael. Introduction to biomedical equipment technology. Prentice Hall, 2001.

KANANI, PRATIK & PADOLE, DR. MAMTA. Recognizing Real Time ECG Anomalies Using Arduino, AD8232 and Java: Second International Conference, ICACDS 2018, Dehradun, India, April 20-21, 2018.

MARTINS, RUI MIGUEL SILVA, Desenvolvimento de um Sensor de Fotopletismografia para Monitorização Cardíaca para aplicação no Pulso, 2010

MOREIRA, DIEGO. Como fazer um oxímetro com Arduíno, 2019. Disponível em <http://autocorerobotica.blog.br/como-fazer-um-oximetro-com-arduino/> Acessado em: 20/08/20

NAKAYAMA, FERNANDO & LENZ JUNIOR, PAULO & CREMONEZI, BRUNO & BANOU, STELLA & ROSÁRIO, DENIS & CHOWDHURY, KAUSHIK & NOGUEIRA, MICHELE & CERQUEIRA, EDUARDO & SANTOS, ALDRI. Autenticação Contínua e Segura Baseada em Sinais PPG e Comunicação Galvânica, 2019.

OKIDA, SÉRGIO, PEDRO GIASSI JUNIOR, JOÃO FERNANDO REFOSCO BAGGIO, RAIMES MORAES, MAURÍCIO GONÇALVES DE OLIVEIRA AND GASTÃO FERNANDES DUVAL NETO. "Noninvasive Cardiovascular System Identification using Pulse Wave Transit Time." BIOSIGNALS, 2012.

OKIDA, SÉRGIO. Investigação dos Efeitos de Anestesia Sobre a variabilidade Cardíaca. Universidade Federal de Santa Catarina, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Florianópolis, 2012

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. Cardiovascular diseases (CVDs), 2017. Disponível em: [https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)) Acesso em: 28/08/20.

SCHWARZ, LEANDRO. Artigo de revisão: eletrocardiograma. Revista Ilha Digital1 (2009): 3-19.

SPLINTER; NAJARIAN. Biomedical Signal and Image Processing. 2. ed. CRC Press, 2016

STEVENS, BRYCE et al. Os Custos das Doenças Cardíacas no Brasil. Arquivos Brasileiros de Cardiologia, Rio de Janeiro, v. 111, n. 1, p. 29-36, jul. 2018.

STROGONOV, RAIVIS. Implementing pulse oximeter using MAX30100, 2017. Disponível em: <https://morf.lv/implementing-pulse-oximeter-using-max30100> Acesso em: 02/08/2020