



INSTITUTO FEDERAL DA PARAÍBA – IFPB
DEPARTAMENTO DE ENSINO SUPERIOR
COORDENAÇÃO DO CURSO DE BACHARELADO EM
ENGENHARIA ELÉTRICA

LAERTE BERNARDO DE MEDEIROS

**SISTEMA DE SENSORIAMENTO AMBIENTAL E ACOMPANHAMENTO DO NÍVEL
DE ESTRESSE PARA AMBIENTES INTERNOS DE TRABALHO**

JOÃO PESSOA – PB

2023

LAERTE BERNARDO DE MEDEIROS

**SISTEMA DE SENSORIAMENTO AMBIENTAL E ACOMPANHAMENTO DO NÍVEL
DE ESTRESSE PARA AMBIENTES INTERNOS DE TRABALHO**

Trabalho de Conclusão de Curso submetido à
Coordenação do Curso Superior de Bacharelado
em Engenharia Elétrica do Instituto Federal da
Paraíba – IFPB como requisito necessário para
a obtenção do grau de Bacharel em Engenharia
Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Patric Lacouth da Silva

JOÃO PESSOA – PB

2023

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Biblioteca Nilo Peçanha do IFPB, *campus* João Pessoa

M488s Medeiros, Laerte Bernardo de.

Sistema de sensoriamento ambiental e acompanhamento do nível de estresse para ambientes internos de trabalho / Laerte Bernardo de Medeiros . - 2023.

65 f. : il.

TCC (Graduação - Curso Superior de Bacharelado em Engenharia Elétrica) - Instituto Federal de Educação da Paraíba / Unidade Acadêmica de Processos Industriais, 2023.

Orientação : Prof^o D.r Patric Lacouth da Silva.

1. Estresse ocupacional. 2. Ergonomia. 3. Sensoriamento ambiental. 4. Monitoramento de estresse. 5. Saúde no trabalho. I. Título.

CDU 613.62:528.8(043)

Lucrecia Camilo de Lima
Bibliotecária - CRB 15/132


LAERTE BERNARDO DE MEDEIROS

**SISTEMA DE SENSORIAMENTO AMBIENTAL E ACOMPANHAMENTO DO NÍVEL
DE ESTRESSE PARA AMBIENTES INTERNOS DE TRABALHO**


Trabalho de Conclusão de Curso submetido à
Coordenação do Curso Superior de Bacharelado
em Engenharia Elétrica do Instituto Federal da
Paraíba – IFPB como requisito necessário para
a obtenção do grau de Bacharel em Engenharia
Elétrica.

Trabalho Aprovado em 06 de Fevereiro de 2023.


BANCA EXAMINADORA

Documento assinado digitalmente
 PATRIC LACOUTH DA SILVA
Data: 17/02/2023 11:04:01-0300
Verifique em <https://verificador.iti.br>

Prof. Dr. Patric Lacouth da Silva (Orientador)
Instituto Federal da Paraíba – IFPB

Documento assinado digitalmente
 ADAILDO GOMES D ASSUNCAO JUNIOR
Data: 22/02/2023 18:34:31-0300
Verifique em <https://verificador.iti.br>

Prof. Dr. Adaildo Gomes D'Assunção Júnior
Instituto Federal da Paraíba – IFPB

Documento assinado digitalmente
 GUSTAVO ARAUJO CAVALCANTE
Data: 23/02/2023 19:04:59-0300
Verifique em <https://verificador.iti.br>

Prof. Dr. Gustavo Araujo Cavalcante
Instituto Federal da Paraíba – IFPB

JOÃO PESSOA – PB

2023

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, pelo dom da vida, por ter me dado a graça de conhecê-Lo e por me dar forças todos os dias para tentar ser o melhor que posso ser.

Agradeço também a minha família por todo apoio, investimento e suporte prestado, em especial à minha mãe Anailda de Medeiros Bernardo, meu maior exemplo e motivação para continuar.

Gostaria de manifestar à minha gratidão a todos os meus colegas de turma e amigos que me ajudaram em diversos momentos e foram um alívio em minha trajetória até esse momento, desejo à todos muito sucesso em tudo.

Gostaria de agradecer também aos professores do IFPB por todo conhecimento transmitido, em especial ao professor Patric por todas as orientações durante a produção deste documento.

Enfim, agradeço a todos que de alguma forma, passaram pela minha vida e contribuíram para a construção de quem sou hoje.

"Escutem, ó casa de Jacó e todo o remanescente da casa de Israel, vocês que eu carrego desde o ventre materno e que levo nos braços desde o nascimento. Até a velhice de vocês eu serei o mesmo e ainda quando tiverem cabelos brancos eu os carregarei. Eu os fiz e eu os levarei; eu os carregarei e os salvarei."

ISAÍAS 46:3,4 (NAA - NOVA ALMEIDA
ATUALIZADA)

RESUMO

As condições de trabalho são fatores fundamentais para um bom desempenho e para evitar o estresse ocupacional, causador de muitas outras doenças psicossomáticas, mentais e distúrbios de humor. Em 1978 foi publicada a Norma Regulamentadora 17, principal norma de Ergonomia e que trata do conforto ambiental no trabalho. Dentre outras coisas, a norma estabelece condições ideais para temperatura, umidade relativa do ar, ruído e luminosidade. No entanto, além das condições ambientais, outros fatores podem desencadear o estresse no ambiente de trabalho, tais como: Problemas de relacionamento, estrutura e clima organizacional, etc. Portanto, é fundamental o monitoramento do estresse e da condição do colaborador. A Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC) vem ganhando destaque como uma medida simples e não-invasiva para avaliação do nível de estresse. Este trabalho teve por finalidade o desenvolvimento de um protótipo para sensoriamento ambiental e acompanhamento do nível de estresse através da VFC em funcionários de escritórios e áreas destinadas a escrita, digitação, leitura e processamento de dados. O protótipo consiste das placas microcontroladas Arduino e NodeMCU, de um sensor de temperatura e umidade (DHT22), de um módulo sensor de luz (GY-302) e de um sensor de frequência cardíaca (4MD69). Além disso, propôs-se a elaboração de uma página web para exibição de dados e alertas em casos de não conformidades. Por fim, foram feitos testes para verificação do funcionamento do sistema e em seguida os resultados desses testes foram confrontados com alguns resultados esperados. Os resultados revelaram a existência de algumas interferências no processo de medição da VFC. No entanto, apesar destas interferências o protótipo realizou de forma satisfatória os processos de medição, envio de informações e geração de alertas para o usuário.

Palavras-chave: Estresse ocupacional, Sensoriamento ambiental, Monitoramento de estresse.

ABSTRACT

Working conditions are fundamental factors for good performance and to avoid occupational stress, a leading cause of many other psychosomatic, mental diseases and mood disorders. In 1978 the Regulatory Norm 17, the main ergonomics standard that deals with environmental comfort at work, was published. Among other things, the norm establishes ideal conditions for temperature, relative humidity, noise and brightness. However, in addition to environmental conditions, other factors may cause stress in the workplace, such as relationship problems, structure and organizational climate, etc. Therefore, it is essential to monitor stress and the condition of the employee. The variability of heart rate (VFC) that is getting highlight as a simple and non-invasive measure for stress level evaluation. This work aimed to develop a prototype for environmental sensing and monitoring the stress level through VFC in offices and areas intended for writing, typing, reading, and data processing. The prototype consists of Arduino and Nodemcu microcontrolled plaques, a temperature and humidity sensor (DHT22), a light sensor module (GY-302), and a heart rate sensor (4MD69). In addition, it was proposed to make a web page for data display and alerts in cases of nonconformity. Finally, tests were done to verify the operation of the system and then the results of these tests were confronted with some expected results. The results showed the existence of some interference in the VFC measurement process. However, despite this interference the prototype satisfactorily performed the processes of measurement, sending information, and generation of alerts to the user.

Keywords: Occupational stress, Environmental sensing, Stress monitoring.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

API	Application Programming Interface
BPM	Batimentos por Minuto
CA	Componente Alternada
CC	Componente Contínua
CSS	Cascading Style Sheet
DSL	Domain Specific Language
ECG	Eletrocardiograma
FC	Frequência Cardíaca
FP	Fibras de Purkinje
FPG	Fotopletismografia
FS	File System
HTML	HyperText Markup Language
HTTP	Hypertext Transfer Protocol
HTTPS	Hyper Text Transfer Protocol Secure
I2C	Inter-Integrated Circuit
IBI	Inter Beat Interval
IDE	Integrated Development Environment
IEA	International Ergonomics Association
IoT	Internet of Things
JSON	JavaScript Object Notation
LDR	Light Dependent Resistor
LED	Light Emitting Diode
MTE	Ministério do Trabalho e Emprego
NAV	Nodo Atrioventricular
NHO 11	Norma de Higiene Ocupacional nº 11
NR	Norma Regulamentadora
NSA	Nodo Sinoatrial
PCI	Placa de Circuito Impresso
QVT	Qualidade de Vida no Trabalho
rMSSD	Square root of the mean squared differences of successive NN intervals
SC	Sistema Cardiovascular

SCL	Serial Clock
SDA	Serial Data
SDANN	Standard Deviation of the average NN interval
SDNN	Standard deviation of the NN intervals
SE	Sistema Endócrino
SN	Sistema Nervoso
SNA	Sistema Nervoso Autônomo
SNAP	Sistema Nervoso Autônomo Parassimpático
SNAS	Sistema Nervoso Autônomo Simpático
SNC	Sistema Nervoso Central
SNE	Sistema Nervoso Entérico
SNP	Sistema Nervoso Periférico
SNS	Sistema Nervoso Somático
TLS	Transport Layer Security
UART	Universal Asynchronous Receiver/Transmitter
VFC	Variabilidade da Frequência Cardíaca
W3C	World Wide Web Consortium

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
1.1	ESTRUTURA DO TRABALHO	13
2	FISIOLOGIA E ESTRESSE	14
2.1	NEUROFISIOLOGIA E ESTRESSE	14
2.2	INFLUÊNCIA DO SISTEMA NERVOSO AUTÔNOMO NA CARDIOFISIOLOGIA	16
3	MONITORAMENTO FISIOLÓGICO E DETERMINAÇÃO DA VFC .	20
3.1	FOTOPLETISMOGRAFIA	20
3.2	CÁLCULO E AVALIAÇÃO DA VFC	25
4	ERGONOMIA E NR 17	28
5	MATERIAIS E MÉTODOS	30
5.1	SENSOR DE FOTOPLETISMOGRAFIA	30
5.2	PLACAS MICROCONTROLADAS	32
5.2.1	Arduino Uno R3	33
5.2.2	NodeMCU V3	36
5.3	MÓDULO SENSOR DE TEMPERATURA E UMIDADE	37
5.4	SENSOR DE LUZ	38
5.5	INTERFACE WEB	40
6	RESULTADOS	44
6.1	ANÁLISE GRÁFICA DO SINAL DE SAÍDA DO SENSOR FOTOPLETISMOGRÁFICO	44
6.2	MEDIÇÃO DE FREQUÊNCIA CARDÍACA UTILIZANDO O SENSOR FOTOPLETISMOGRÁFICO	45
6.3	MEDIÇÕES E INTEGRAÇÃO COM A PÁGINA WEB	46
7	CONSIDERAÇÕES FINAIS	53
	REFERÊNCIAS	55
	APÊNDICES	60
	APÊNDICE A – Link para o Repositório do GitHub com os Códigos Fontes das Placas Microcontroladas	61
	APÊNDICE B – Link para o Repositório do GitHub com os Códigos Fontes das Placas Microcontroladas	62

ANEXOS	63
ANEXO A – Faixa de Intervalos normais dos índices da VFC, calculado para um limite de confiança de 95%	64

1 INTRODUÇÃO

Conforme definido por Murta e Tróccoli (2004), o trabalho é um dos meios que possibilita a satisfação de diversas necessidades humanas, como auto-realização, manutenção de relações interpessoais e a sobrevivência. No entanto, eles chamam a atenção para o aumento de diagnósticos e doenças relacionadas ao estresse ocupacional. Bauer (2002) alerta que cerca de 90% da população mundial é afetada negativamente pelo estresse. Meyer *et al.* (2012) ressalta que no Brasil esses dados são ainda mais preocupantes, onde cerca de 30% da população economicamente ativa já atingiu algum estado de estresse provocado por pressão excessiva no trabalho. Este número fica atrás somente do Japão (70%) e ultrapassa os Estados Unidos (20%).

Para Molina (1996), o estresse pode ser definido como qualquer situação de tensão aguda ou crônica que produz uma mudança no comportamento físico e no estado emocional do indivíduo e uma resposta de adaptação psicofisiológica que pode ser negativa ou positiva no organismo. Por sua vez, Couto (1987) entende que o estresse ocupacional é uma condição anormal de desgaste do organismo humano em decorrência da incapacidade prolongada do indivíduo de tolerar, superar ou se adaptar às necessidades de natureza psíquica existentes no ambiente de trabalho.

Segundo Cooper e Marshall (2013), diversos fatores que são considerados desfavoráveis a saúde no trabalho tem se tornado recorrentes nas organizações e tem desencadeado o aumento do estresse, para eles os principais são:

- Fatores intrínsecos ao trabalho, geralmente relacionados ao excesso de informação, pressão para cumprimento de prazos e mudanças tecnológicas.
- Falta de conhecimento, ambiguidade e/ou conflito de papéis na organização.
- Desenvolvimento de carreira, incluindo falta de segurança no emprego, falta ou excessos de promoções e obsolescência;
- Problemas de relacionamentos no trabalho;
- Estrutura e clima organizacional, envolvendo principalmente as tomadas de decisão e em questões políticas;
- Condições de trabalho inadequadas abrangendo fatores como a temperatura, a iluminação, a decoração, o ruído e o espaço pessoal.

Volovicz (2021) enfatiza que apesar de ser um fator positivo em diversas situações, a frequente exposição a situações e eventos estressantes por um longo período de tempo pode levar ao desenvolvimento de doenças psicossomáticas, mentais e distúrbios de humor. Nascimento

e Bulgacov (1999) acrescentam que, além dos prejuízos a saúde do colaborador, o aumento do número de casos de problemas de saúde ocasionados pelo estresse ocupacional tem gerado custos significativos as empresas, sejam estes custos diretos (assistência médica, exames, etc.) ou indiretos (redução de produtividade, absenteísmo, etc.).

Dessa forma, Freire (2018) afirma que visando diminuir estes custos, tem crescido o investimento e esforço das empresas em adequar seu espaço físico e sua estrutura organizacional para que seus funcionários possuam uma melhor Qualidade de Vida no Trabalho (QVT) e sintam-se mais satisfeitos no exercício de suas atividades laborais.

Além das organizações, as autoridades públicas também vem atuando com o objetivo de melhorar a ambiência física e conseqüentemente a QVT, de forma que, tem surgido cada vez mais regras que tratam do conforto ambiental no trabalho. No Brasil, a Norma Regulamentadora (NR) 17 que ficou conhecida como Norma da Ergonomia, foi aprovada através da Portaria 3.214 de 1978 do Ministério do Trabalho e Emprego (MTE) visando definir os parâmetros que possibilitem a adaptação das condições de trabalho às características psicofisiológicas dos colaboradores, proporcionando conforto, segurança, saúde e desempenho eficiente no trabalho. Dentre outras coisas a NR 17 estabelece condições ideais de conforto para as variáveis físicas ou ambientais, tais como: temperatura, umidade relativa do ar, ruído e luminosidade.

Pinheiro (2016) relata que sistemas de monitoramento de ambiência são fundamentais quando há variáveis que influenciam positiva ou negativamente no desempenho de uma atividade ou processo. Junior e CHAVES (2021) expõem que esses sistemas são amplamente utilizados na indústria farmacêutica, indústria de alimentos, ambientes laboratoriais, data centers, entre outros; contudo é na domótica e no controle de ambientes que são predominantemente empregados.

Apesar da grande importância das medições ambientais é imprescindível a avaliação da condição física e fisiológica dos indivíduos do ambiente em questão. Paschoal *et al.* (2006) afirmam que, fisiologicamente o estresse pode ser estudado através de uma importante ferramenta de análise da função autonômica cardíaca, a Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC). Dalmeida e Masala (2021) discorrem que a VFC é geralmente obtida através da análise de um Eletrocardiograma (ECG), entretanto, devido a necessidade da utilização de softwares para realização dos cálculos e de um certo grau de conhecimento técnico para interpretação este processo é limitado a ambientes laboratoriais ou clínicos. Porém, segundo Moridani, Mahabadi e Javadi (2020), a evolução da tecnologia tem possibilitado o desenvolvimento e difusão de dispositivos portáteis e *wearables* com a capacidade de monitorar e registrar medições de VFC

nos mais diversos ambientes e situações.

Sendo assim, esse trabalho tem como objetivo a construção de um sistema para avaliação do nível de estresse através da VFC. Além disso, o protótipo tem por finalidade a medição da temperatura, umidade e luminosidade de ambientes de trabalho visando fornecer recomendações via interface *web* para uma melhoria das condições de trabalho segundo os padrões estabelecidos pela NR 17.

1.1 ESTRUTURA DO TRABALHO

Os próximos capítulos tem o objetivo de trazer um breve resumo da reação do estresse no organismo. Na sequência, o trabalho apresenta uma análise e tece comentários acerca da NR 17. Também será apresentado um embasamento acerca dos componentes utilizados na montagem do sistema proposto, com destaque para os microncontroladores, o sensor de frequência cardíaca, o sensor de luminosidade, o sensor de temperatura e umidade e as tecnologias e linguagens utilizadas para criação da interface *web*. Além disso, são apresentados alguns levantamentos e resultados relevantes obtidos nos testes de bancada, e por fim, alguns comentários e considerações finais sobre a a solução proposta.

2 FISILOGIA E ESTRESSE

Silva (2018) relata que a nível físico o estresse pode atingir os seguintes sistemas: sistema muscular, sistema respiratório, sistema cardiovascular, sistema endócrino, sistema gástrico, sistema nervoso, e o sistema reprodutor masculino e feminino. Essas mudanças são decorrentes de processos fisiológicos.

Segundo Faria, Gasparotto e Leite (2014), a fisiologia pode ser definida como o estudo do funcionamento adequado do organismo e de seus constituintes, isso inclui todos os processos físicos e químicos. Manter a harmonia entre os sistemas que compõem o organismo significa manter a homeostasia do corpo humano, requisito básico para a preservação da vida. Teixeira (2021) afirma que os princípios homeostáticos governam a fisiologia e abrangem todas as estruturas do nosso corpo através de mecanismos e funções que se ajustam dinamicamente.

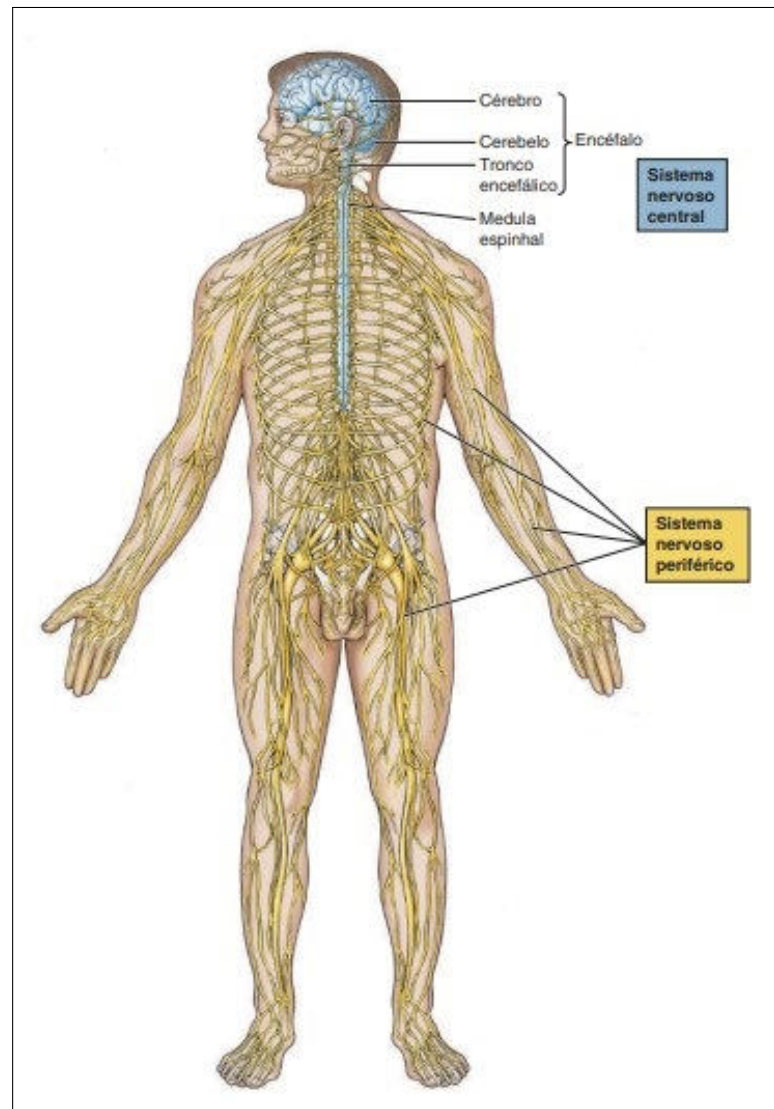
De acordo com Faria, Gasparotto e Leite (2014), O Sistema Nervoso (SN) e o Sistema Endócrino (SE) controlam os demais sistemas homeostáticos. O primeiro caminho ativado no corpo pelos estressores é o do SN. Em seguida, o SE atua através dos principais hormônios do estresse, cortisol, adrenalina e noradrenalina. Estes hormônios atuam influenciando diretamente o ritmo cardíaco. Neste capítulo serão analisados de forma mais detalhada os aspectos biológicos básicos da neurofisiologia e cardiofisiologia influenciados pelo estresse.

2.1 NEUROFISIOLOGIA E ESTRESSE

Jacob, Francone e Lossow (1990) define o Sistema Nervoso como uma rede de células nervosas que, estruturada e hierarquicamente, regulam as funções do corpo, as reações ou respostas aos estímulos do mundo externo. A unidade básica do SN é o neurônio, definidos por Carletti, Barbieri e Leite (2019) como células nervosas que se organizam formando redes complexas para desempenhar funções específicas.

De acordo com Heinzen *et al.* (2018), o SN humano pode ser dividido em duas partes, o Sistema Nervoso Central (SNC) composto pelo encéfalo e pela medula espinhal, e o Sistema Nervoso Periférico (SNP) constituído por gânglios e nervos. O SNC tem a função de concentrar as informações e responder adequadamente, regulando as emoções e mantendo o funcionamento dos órgãos. O SNP, por sua vez, é responsável por realizar a comunicação dos órgãos de diversas partes do corpo com o SNC e vice-versa. A Figura 1 ilustra como estão divididos os membros do SN.

Figura 1 – Subdivisão anatômica básica do sistema nervoso.



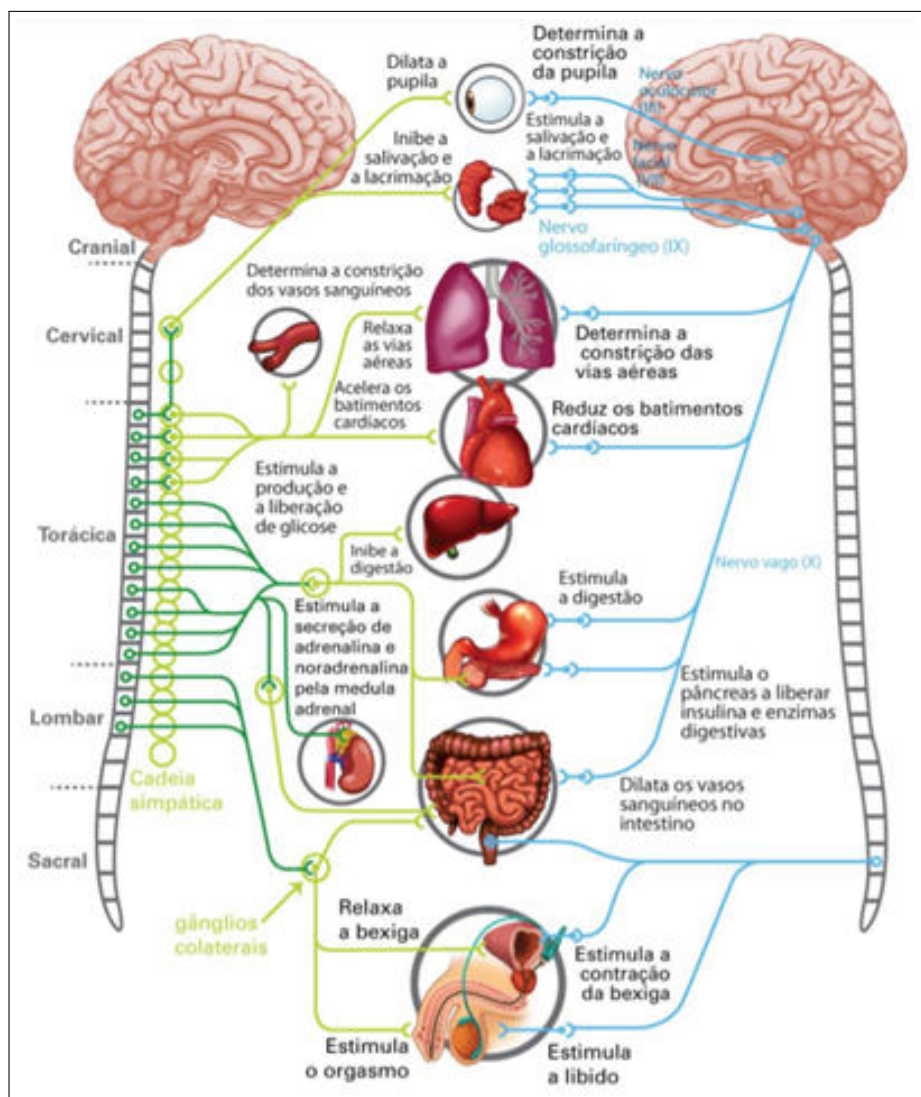
FONTE: Bear, Connors e Paradiso, 2002.

De acordo com Muniz, Duarte e Nascimento (2020), funcionalmente, o SNP também pode ser subdividido em Sistema Nervoso Autônomo (SNA), Sistema Nervoso Entérico (SNE) e Sistema Nervoso Somático (SNS). Almeida *et al.* (2012) salienta a importância do funcionamento adequado do SNA, que é responsável pelo monitoramento e controle das atividades involuntárias do corpo, como a respiração, a atividade cardíaca e entre outros. O SNA é também o subsistema do SNC responsável pelo controle da maioria das atividades viscerais, influenciando na atuação das glândulas, músculos lisos e cardíacos.

Segundo Castro (2003), os neurônios autonômicos são classificados como simpáticos e parassimpáticos, dando origem a outras duas ramificações o Sistema Nervoso Autônomo Parassimpático (SNAP) e Sistema Nervoso Autônomo Simpático (SNAS) que interagem para

manter a homeostase. De acordo com Castro e Scatena (2004), essa interação é necessária pois esses ramos majoritariamente atuam de forma oposta, enquanto o SNS atua nas situações de emergência e estresse preparando o indivíduo para a ação, o SNP age na recuperação do equilíbrio e prepara o organismo para o repouso. A Figura 2 ilustra a atuação dos referidos sistemas nos órgãos internos.

Figura 2 – Representação esquemática da ação do SNS (ligações em verde) e do SNP (ligações em azul) nos diversos tecidos do corpo humano.



FONTE: Oliveira, 2019.

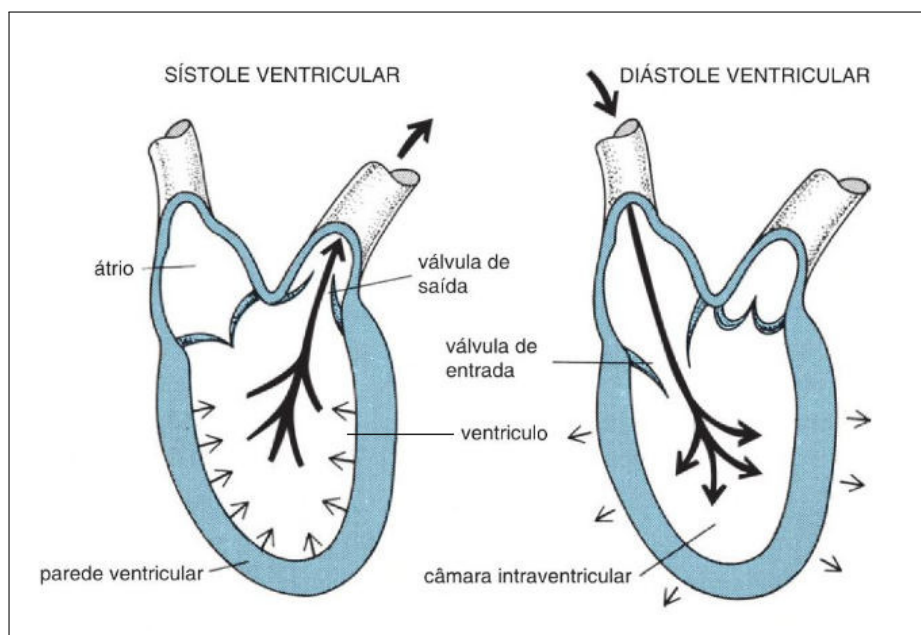
2.2 INFLUÊNCIA DO SISTEMA NERVOSO AUTÔNOMO NA CARDIOFISIOLOGIA

Conforme definido por Heinzen *et al.* (2018), o Sistema Cardiovascular (SC) tem como atua principalmente no transporte materiais (nutrientes, água, gases, resíduos eliminados pelas células, etc) para e de todas as partes do corpo. Oliveira (2019) explica que, esse sistema é

composto pelo coração e vasos sanguíneos, que atuam respectivamente como bomba e sistema de distribuição, com diversos subsistemas regulatórios que garantem o suprimento necessário para as diversas partes do corpo.

Gomes (2005) atribui o movimento do sangue principalmente à contração (sístole) e relaxamento (diástole) das câmaras cardíacas. O coração possui 4 câmaras, as duas câmaras superiores são chamadas de átrios e as duas inferiores são denominadas ventrículos. Os átrios são as câmaras cardíacas que bombeiam sangue para os ventrículos que estão imediatamente abaixo deles e os ventrículos, por sua vez, distribuem sangue para o corpo. Na diástole ocorre o enchimento das câmaras cardíacas com sangue. Já na sístole o volume sanguíneo é expulso das câmaras do miocárdio. Os processos de sístole e diástole encontram-se representados na Figura 3

Figura 3 – Representação da Sístole e Diástole Ventricular.



FONTE ADAPTADA: Mohrman e Heller, 2008

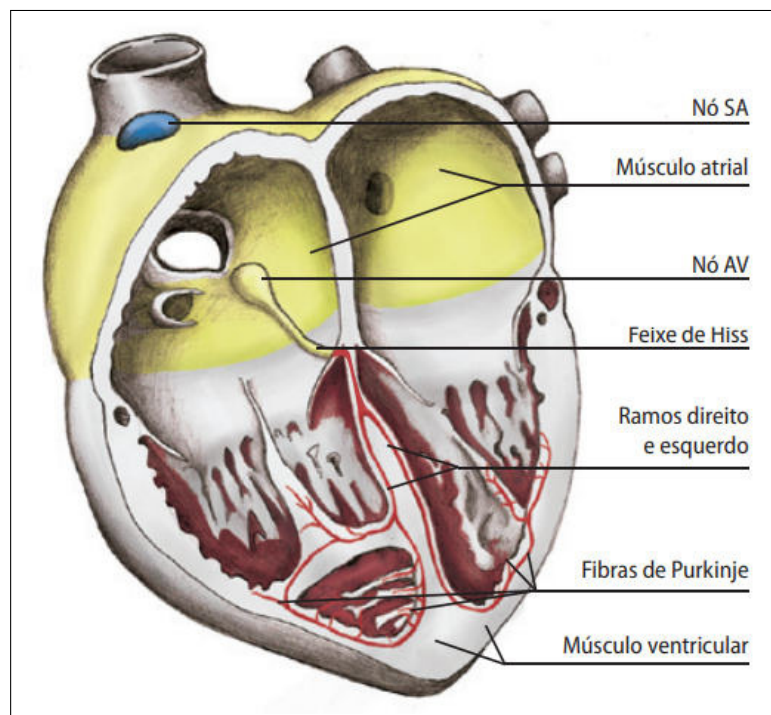
O ciclo cardíaco é uma sequência completa de sístoles e diástoles. Como descrito por Albuquerque (2019), este ciclo tem início com a sístole dos átrios que levam sangue para o interior dos ventrículos, que estão em diástole. Durante a sístole dos átrios as válvulas das veias que desembocam nos átrios fecham, evitando o refluxo de sangue. Em seguida, os ventrículos realizam a sístole, e bombeiam o sangue para as artérias pulmonares e aorta. Durante a sístole ventricular, as valvas atrioventriculares se fecham para que o sangue não retorne aos átrios. Após isso ocorre a sístole atrial, iniciando o ciclo cardíaco novamente.

Todo esse processo é coordenado por sinais elétricos conhecidos como potenciais

de ação. Segundo, Teixeira (2021) esses impulsos nervosos são resultantes das diferenças na composição iônica entre os meios extra e intracelular e podem variar entre -40 mV (milivolts) e -80 mV. A despolarização é o fenômeno em que ocorre o recebimento do estímulo pela célula. Quando estimuladas, a célula recebe cargas positivas e inverte o perfil de cargas no meio intracelular (fica positivo) e Extracelular (fica negativo). Já a repolarização pode ser considerada como o encerramento do estímulo. Quando o estímulo é interrompido ocorre novamente a inversão de cargas com negatividade no interior da célula e positividade na parte exterior.

Faria, Gasparotto e Leite (2014) afirma que, existem três locais capazes de gerar um potencial de ação no coração, esses locais também são conhecidos como marcapassos cardíacos, os quais são: O Nodo Sinoatrial (NSA) e o Nodo Atrioventricular (NAV), ambos situados no átrio direito, e as Fibras de Purkinje (FP), localizadas nos ventrículos. Na Figura é possível observar os marcapassos cardíacos, bem como os demais membros do sistema de geração e condução do coração.

Figura 4 – O sistema de geração e condução dos potenciais de ação cardíacos.



FONTE: Faria, Gasparotto e Leite, 2014

Apesar das três regiões mencionadas anteriormente sejam capazes de gerar potenciais de ação e produzindo os batimentos cardíacos, existe uma hierarquia entre elas, com predominância do maior automatismo em relação aos demais. O NSA é o marcapasso dominante pois possui um automatismo capaz de gerar de 70 a 80 potenciais de ação a cada minuto, enquanto

que o automatismo provocado pelo NAV varia entre 40 e 60, e as FP são responsáveis por um automatismo de 15 a 40. Ou seja, considerando que cada potencial de ação gerado produzirá um batimento cardíaco, então o NSA tem capacidade para gerar uma frequência cardíaca de 70 a 80 batimentos por minuto. E de fato essa é a frequência cardíaca de um indivíduo adulto em repouso.

Como já ilustrado na Figura 2, o coração recebe dupla inervação dos ramos simpáticos e parassimpáticos. Consequentemente, Faria, Gasparotto e Leite (2014) expõe que o automatismo cardíaco sofre significativa influência do SNA nos casos onde o indivíduo está sob algum estado emocional muito forte ou se está praticando alguma atividade física. Gervásio *et al.* (2012) apontam que o SNA afeta diretamente a contratilidade, débito cardíaco, a pressão arterial, a Frequência Cardíaca (FC) e a Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC).

Cambri, Oliveira e Gevaerd (2008) afirmam que, atualmente existem diversos métodos utilizados para avaliar a função simpática e parassimpática na atividade cardíaca, dentre eles os mais utilizados são: medição das catecolaminas, microneurografia, sensibilidade barorreflexa, VFC e da pressão arterial nos domínios do tempo e da frequência. No entanto, Oliveira (2019) enfatiza que a análise da VFC vem ganhando destaque como uma medida simples e não-invasiva para avaliação do funcionamento do SNA em diversas situações clínicas e, em particular, casos de estresse.

A FC pode ser definida como a quantidade de batimentos cardíacos por minuto. Já a VFC são as mudanças na duração dos ciclos cardíacos. Cambri, Oliveira e Gevaerd (2008) relatam que, em condições normais a FC varia a cada batimento, essa variação se deve a influência de vários mecanismos fisiológicos. Vanzella *et al.* (2018) aponta que em situações de estresse o sistema simpático é estimulado, liberando o neurotransmissor noradrenalina provocando a diminuição do caos cardíaco, ou seja, ocorre uma diminuição da VFC. Por outro lado, quanto maior a variabilidade temporal dos intervalos entre batimentos consecutivos, maior a atividade parassimpática no organismo.

De acordo com Pryor (2017), os efeitos do SNAP e do SNAS na atividade cardíaca podem ser analisados através do registro eletrocardiográfico ou através da fotopletismografia. O princípio de funcionamento, o emprego destes métodos na determinação da FC e da VFC, bem como as diferenças entre esses métodos serão abordadas na Seção 3.2.

3 MONITORAMENTO FISIOLÓGICO E DETERMINAÇÃO DA VFC

Pryor (2017) alerta que em 2008 cerca de 30% das mortes foram diretamente relacionadas a problemas cardiovasculares. Portanto, desde então tem crescido esforço e investimento quanto aos métodos de monitoramento e avaliação cardiovascular. Conforme mencionado anteriormente, dois métodos tem se destacado na literatura como os mais populares para esta finalidade: a eletrocardiografia e a fotopletismografia.

3.1 FOTOPLETISMOGRAFIA

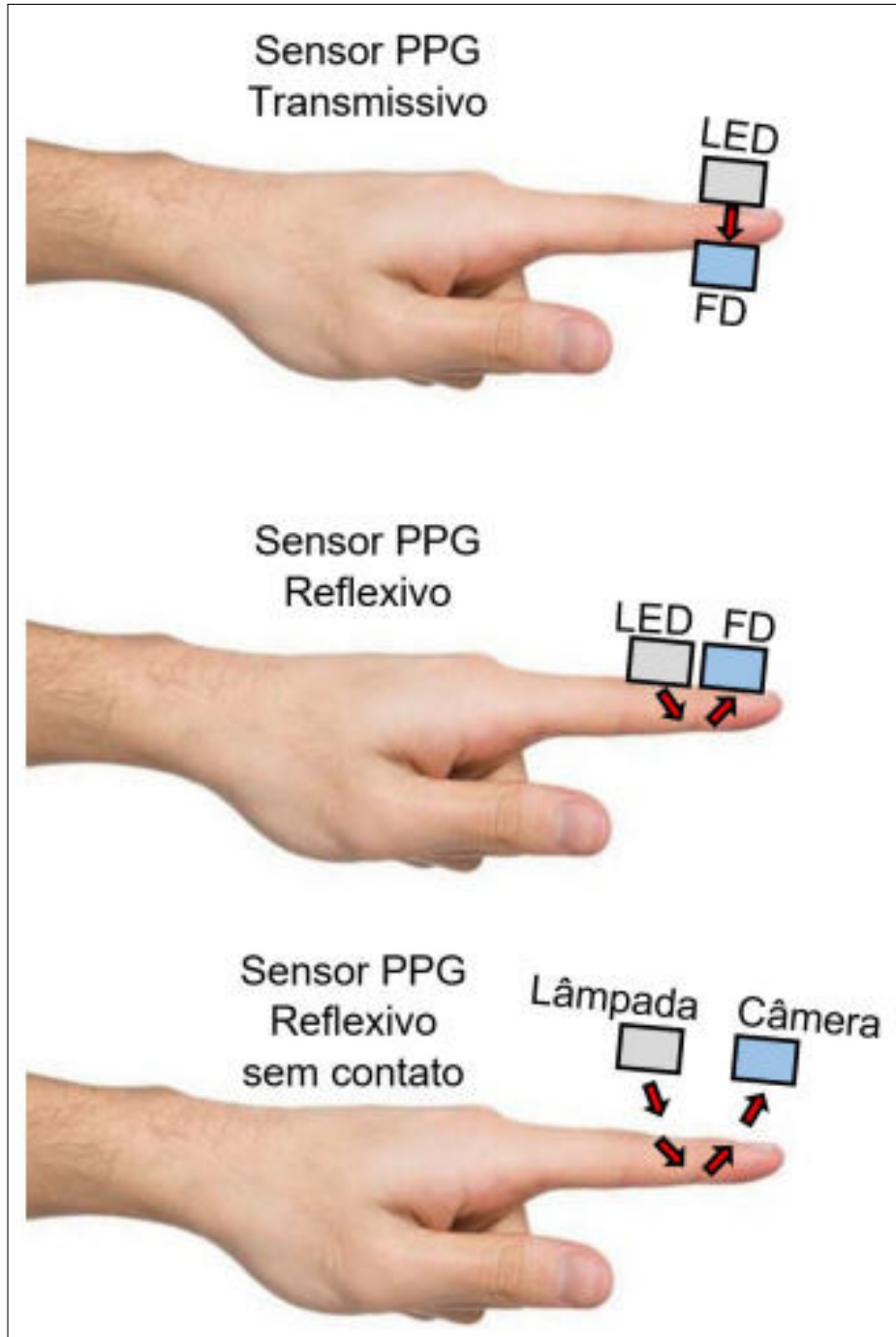
Segundo Martins (2010) a Fotopletismografia (FPG) consiste numa tecnologia de monitoramento ótico e não-invasivo das mudanças de volume sanguíneo provocadas em decorrência de variações da pressão sanguínea nos vasos ao longo do ciclo cardíaco. De acordo com Pryor (2017), essa técnica foi inicialmente desenvolvida por Takuo Aoyagi e Michio Kishi da Nihon Kohden Corporation e logo tornou-se amplamente utilizada em pulsioxímetros, esfigmomanômetros, nos sistemas de detecção de pressão arterial e também no diagnóstico de doenças vasculares causadas, por exemplo, pela diabetes mellitus.

Assunção *et al.* (2016) afirma que a FPG é simples e necessita apenas alguns componentes optoeletrônicos. O primeiro deles é a fonte de luz, que geralmente trata-se de um díodo emissor de luz, do Inglês, Light Emitting Diode (LED) normalmente de luz verde, vermelha ou infravermelha. O outro componente é o fotodetector, que na maioria das vezes é um fotodíodo, capaz de perceber pequenas variações na intensidade da luz associadas a mudanças de volume na perfusão sanguínea. O fotodetector converte a energia da luz do sensor em corrente elétrica que pode ser medida. Os sensores fotopletismográficos possuem tanto a fonte luminosa quanto o fotodetector acoplados, no entanto, existem distinções quanto a disposição desses componentes.

Para Souza (2019), é possível classificar os sensores de FPG em três categorias: Sensor FPG transmissivo, sensor FPG reflexivo e Sensor FPG reflexivo sem contato. Nos sensores FPG transmissivos o LED e o fotodetector são posicionados em lados opostos, dessa forma o fotodetector mede a luz que é completamente transmitida através da pele. Um sensor FPG é caracterizado como reflexivo quando o LED e o fotodetector são colocados no mesmo lado, e o fotodetector realiza a medição da luz retroespalhada em tecidos das camadas superficial e profunda da pele. Por sua vez, os sensores FPG reflexivos sem contato foram inspirados pelo sensores de modo reflexivo, porém, neste modo de funcionamento os componentes encontram-se

afastados da superfície da pele, além disso, nesta forma de medição a fonte de luz é substituída pela luz ambiente e uma câmera de vídeo exerce o papel do fotodetector. Todas essas configurações encontram-se ilustradas na Figura 5.

Figura 5 – Modos de funcionamento do sensor PPG.

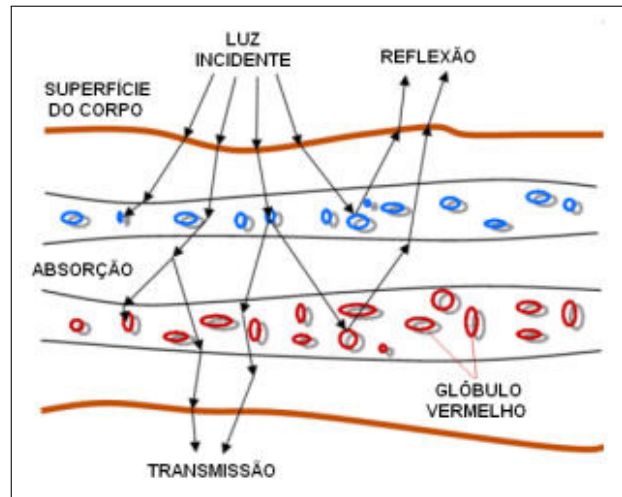


FONTE: Souza, 2019.

Além da configuração do sensor, outro ponto a ser observado é o local anatômico alvo de estudo. Oshiro (2011) explica que para diminuir a intensidade da atenuação luminosa, os

sensores de FPG são comumente utilizados em regiões periféricas do corpo, sendo os dedos e o lóbulo da orelha as regiões mais utilizadas. Quando fótons de um feixe luminoso incidem sobre os tecidos dessas regiões a luz incidente pode ser absorvida, refletida ou transmitida na forma de várias componentes, como pode ser visto na Figura 6.

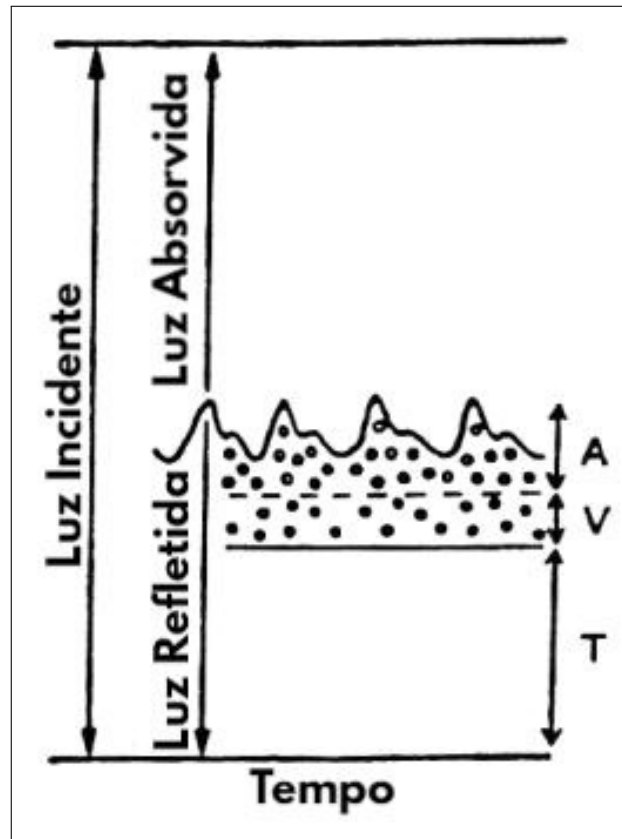
Figura 6 – Modelo simplificado da incidência de um feixe de luz em um determinado tecido.



FONTE ADAPTADA: Cloete, 2012.

De acordo com Assunção *et al.* (2016), um total de 90% da luz refletida provém dos tecidos, aproximadamente 10% é refletida pelo volume sanguíneo venoso e cerca de 0,1% origina-se do volume sanguíneo arterial, conforme demonstrado na Figura 7.

Figura 7 – Reflexão da luz através do dedo causada pelo sangue arterial (A), sangue venoso (V) e tecidos (T).

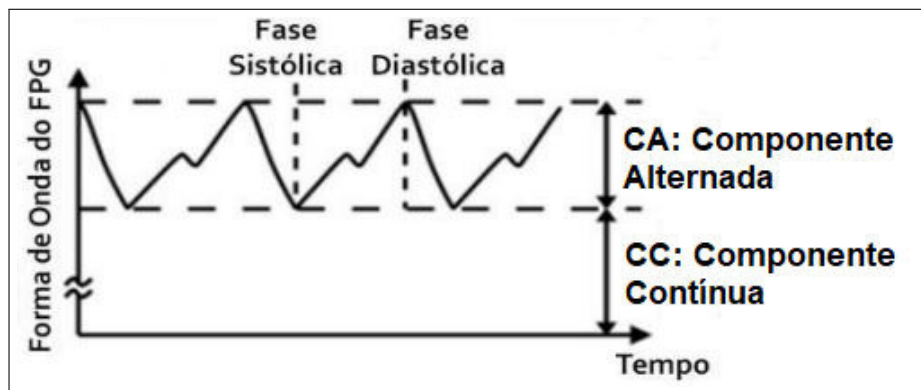


FONTE ADAPTADA: Oshiro, 2011.

Sendo assim, Franco *et al.* (2021) explica que, o sinal de FPG pode ser compreendido dividindo-se em duas partes: Componente Contínua (CC) e uma Componente Alternada (CA). A Componente Contínua corresponde ao sinal óptico refletido pelo tecido e depende da pigmentação da pele e do volume médio de sangue venoso (partes T e V da Figura 7). Essa componente apresenta pouca variação em razão da respiração, a termorregulação e da atividade do sistema nervoso. A Componente Alternada (parte A da Figura 7) apresenta alterações decorrentes das mudanças de volume sanguíneo nas fases sistólica e diastólica do ciclo cardíaco.

Souza (2019) diz que, o pico sistólico é resultante da onda de pressão direta nas artérias, que viaja do ventrículo esquerdo para as regiões periféricas do corpo, e quanto maior o volume sanguíneo no local da medição (vasodilatação), mais luz é absorvida resultando numa diminuição na quantidade de luz que chega ao fotodetector. Sendo assim, durante a sístole a quantidade de luz recebida pelo fotodetector é relativamente menor que a fase diastólica, este comportamento pode ser observado na Figura 8.

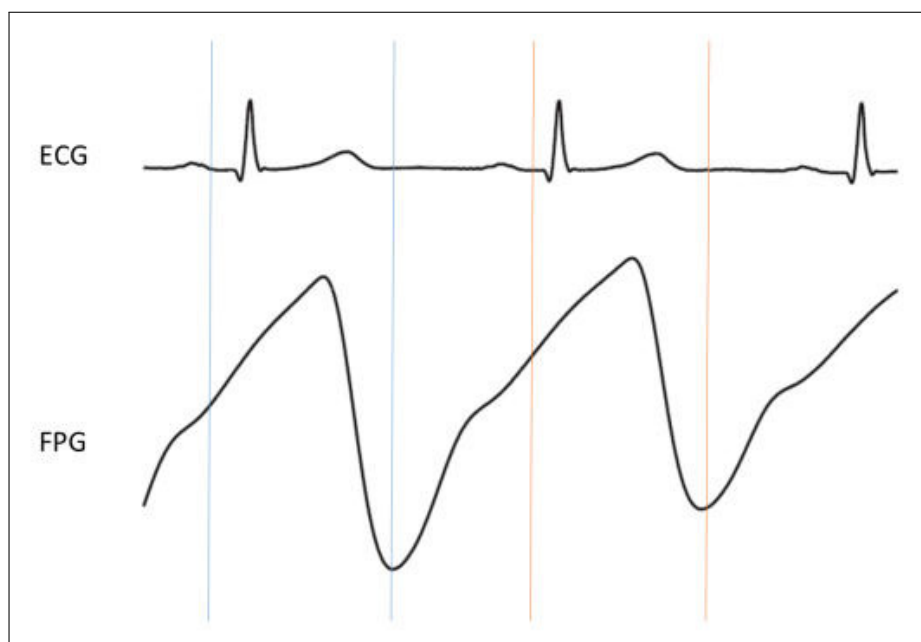
Figura 8 – Reflexão da luz através do dedo causada pelo sangue arterial (A), sangue venoso (V) e tecidos (T).



FONTE ADAPTADA: Franco *et al.*, 2021.

A frequência fundamental da Componente Alternada do sinal fotopletismográfico depende do batimento ventricular cardíaco, sendo possível extrair, a partir deste componente, informação relativa à frequência cardíaca e assim utilizar-se desta para avaliar a VFC igualmente a FC do sinal eletrocardiográfico. Esta relação entre o sinal da FPG e do ECG está apresentada na Figura 9.

Figura 9 – Imagem da associação entre o componente alternada da onda de FPG (CA) e a correspondente atividade elétrica cardíaca visualizada no ECG.



FONTE: Assunção, 2016.

3.2 CÁLCULO E AVALIAÇÃO DA VFC

Como mencionado na Seção 2.2 e enfatizado por Oliveira (2019), existem três meios de analisar a VFC: Métodos lineares no domínio do tempo, métodos lineares no domínio da frequência e os métodos não lineares. De acordo com Franco *et al.* (2021), as medidas no domínio do tempo são as mais antigas a serem e possuem maior simplicidade de cálculo, consistem na obtenção de dados estatísticos ou geométricos dos intervalos R-R em um período de tempo e no cálculo de índices das flutuações dos ciclos cardíacos. A análise no domínio da frequência tem por finalidade relacionar a frequência e potência dos componentes no sinal de VFC, empregando a densidade espectral de potência. Já a análise não linear é composta de métodos recém desenvolvidos que buscam a modelagem de séries temporais experimentais da FC e complementam a análise tradicional da VFC.

A utilização dos métodos lineares no domínio do tempo vêm se destacado não só pela facilidade de implementação, mas também pela capacidade de fornecer uma análise quantitativa bastante detalhada acerca da dinâmica do SNA na modulação cardiovascular do paciente em situação de repouso. Nesta forma de análise os intervalos RR, passam por uma remoção de ruído e de batimentos ectópicos, reunindo apenas intervalos entre complexos QRS adjacentes normais, que são denominados intervalos NN. Heinzen *et al.* (2018) afirma que os principais índices estatísticos resultantes da análise no domínio do tempo da VFC são:

- **Standard deviation of the NN intervals (SDNN):** é o desvio padrão de todos os intervalos NN, isto é, a raiz quadrada da variância, expresso em ms. É uma medida da variabilidade total dos intervalos NN e valores baixos indicam uma baixa VFC. Recomendado para os casos de medições de longa quanto de longa duração.
- **Standard Deviation of the average NN interval (SDANN):** É uma medida da variabilidade a cada segmento de 5 minutos, e é apenas apropriada para registros de longa duração. Assim como o SDNN, também é expressa em ms.
- **Square root of the mean squared differences of successive NN intervals (rMSSD):** corresponde à raiz quadrada da média do quadrado das diferenças entre intervalos NN sucessivos, também é dada em ms. Igualmente ao SDNN e ao SDANN é uma medida de dispersão, ou seja, valores baixos indicam uma baixa VFC. É a medida mais comum no domínio do tempo para registros de curta duração.
- **pNN50:** corresponde a porcentagem de intervalos RR adjacentes com diferenças de duração maiores que 50 ms. Também é uma medida para registros de VFC de curta

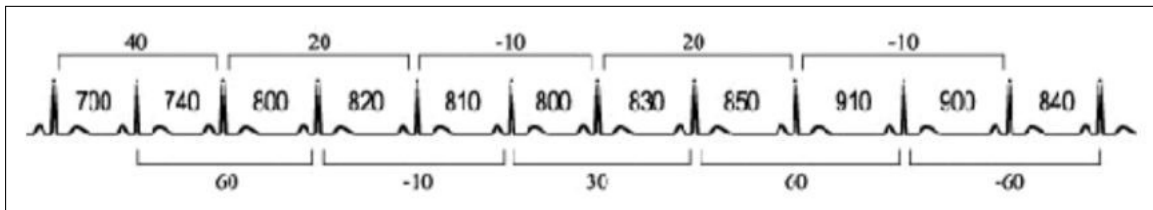
duração.

Apesar da variedade de índices, Oliveira (2019) afirma que, tratando-se de medidas de curta duração como as realizadas por dispositivos *wearables* recomenda-se a utilização do rMSSD em detrimento do pNN50, pois é menos sensível a batimentos ectópicos e possui propriedades estatísticas melhores, além de ser um índice pouco influenciado pela respiração. O rMSSD pode ser calculado pela Equação 3.1.

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-2} \sum_{n=3}^N [VFC(n) - VFC(n-1)]^2} \quad (3.1)$$

Uma melhor compreensão da fórmula acima pode ser obtida ao aplicá-la ao sinal da Figura 10.

Figura 10 – Sinal de ECG didático para demonstração do cálculo do rMSSD.



FONTE: Lorenz, 2000.

A Figura 10 já evidencia as diferenças entre os intervalos NN subsequentes, sendo assim, pode-se aplicar esses valores diretamente na Equação 3.1, obtendo-se:

$$RMSSD = \sqrt{\frac{40^2 + 60^2 + 20^2 + (-10)^2 + (-10)^2 + 30^2 + 20^2 + 60^2 + (-10)^2 + 60^2}{12 - 2}} \quad (3.2)$$

Logo,

$$RMSSD = \sqrt{\frac{14400}{10}} = 37,95 \text{ ms} \quad (3.3)$$

Visto a necessidade de um curto período de medição e a maior indicação do rMSSD para esses casos, preferiu-se utilizar este indicador no protótipo desenvolvido.

No entanto, Boemeke *et al.* (2011) ressalta que a VFC é influenciada por diversos fatores como a idade, doenças cardiovasculares, sexo, atividade física, postura, ciclo circadiano, hábitos alimentares, dentre outros. Ou seja, é impossível estabelecer um padrão geral para a VFC. Porém, de acordo com Camm *et al.* (1996) essa comparação torna-se possível em grupos de

indivíduos bem definidos. Sendo assim, diversos estudos como os de Voss *et al.* (2015) e Umetani *et al.* (1998) foram desenvolvidos agrupando indivíduos por idade e/ou gênero, calculando os índices estatísticos da VFC médios e seus respectivos desvios padrões.

Umetani *et al.* (1998) também apresenta uma relação de faixas de valores normais para os índices da VFC de diferentes faixas etárias e considerando uma confiança de 95%. Este protótipo utilizou-se dos limites inferiores apresentados na pesquisa supracitada e disponíveis no A como os valores mínimos aceitáveis para criação de gatilhos e exibição de alertas na página web desenvolvida.

4 ERGONOMIA E NR 17

De acordo com Abrahão *et al.* (2009), a palavra ergonomia é resultado da junção das palavras gregas *ergon* (trabalho) e *nomos* (leis e regras), introduzida pelo cientista polonês Wojciech Jastrzebowski em 1857 no seu trabalho intitulado "Ensaio de Ergonomia, ou ciência do trabalho, baseado nas leis objetivas da ciência sobre a natureza". Segundo Silva (2019), a definição mais aceita atualmente foi apresentada pela International Ergonomics Association (IEA) a qual diz que "A ergonomia é a disciplina científica relacionada ao entendimento das interações entre os seres humanos e os outros elementos do sistema e a aplicação de teorias, princípios, dados e métodos ao design afim de otimizar o bem-estar humano e a melhorar o desempenho do sistema".

Correa e Boletti (2015) afirmam que, o surgimento desta ciência ocorreu no período do pós-guerra onde as empresas europeias e americanas buscavam aumentar a produção diante da escassez de mão de obra qualificada e de matéria-prima limitada, e evoluiu ainda mais após esse período passando por 4 fases.

- **1ª Fase (Ergonomia de Hardware ou Tradicional):** Iniciou-se após a 2ª Guerra Mundial e tinha seus estudos voltados para a interação homem-máquina e no ambiente de trabalho no tocante as questões fisiológicas e biomecânicas.
- **2ª Fase (Ergonomia do Meio Ambiente):** Focada no estudo da relação do trabalhador com as questões ambientais naturais e artificiais (ruído, vibrações, temperatura, iluminação, entre outras).
- **3ª Fase (Ergonomia de Software ou Cognitiva):** Teve início na década de 1980 com o desenvolvimento da informática. Seus estudos tratavam do processamento de informações e da interface para operação das máquinas.
- **4ª Fase (Macroergonomia):** Marcada por uma visão mais ampla da ergonomia, englobando o contexto organizacional, psicossocial e político a qual o indivíduo está inserido.

No entanto, Filho e Lima (2015) afirmam que, no Brasil o estudo da Ergonomia deu-se de forma tardia, nos anos de 1970, como forma de enfrentamento ao grande número de acidentes de trabalho decorrente do desenvolvimento industrial durante a ditadura militar. Mas apenas em 1978 a Ergonomia criou força de lei com a publicação da NR 17 através da Portaria Nº 3214 do MTE. Esta norma foi editada em 1990 para incorporar na legislação brasileira a questão da Organização do Trabalho. E no de 2007 pela inclusão de dois novos anexos: Anexo I - Trabalho dos operadores de *checkout*, e Anexo II - Trabalho em Teleatendimento/*Telemarketing*.

Merola e Barbosa (2020) explica que, a NR 17 foi publicada com o intuito de promover um local de trabalho salutar e seguro para o colaborador, ou seja, atribui ao empregador o dever de fornecer condições ergonômicas de trabalho. Segundo eles, alguns dos fatores passíveis de análise para a execução de melhorias são: temperatura, ruído, umidade, iluminação, ambiente físico, estresse e ritmo repetitivo.

A NR 17 recomenda nos itens 17.8.4 que, para locais de trabalho onde são executadas atividades que exijam solicitação intelectual e atenção constante, as seguintes condições de conforto sejam adotadas:

- a) Faixa de temperatura entre 18 e 25 °C;
- b) Umidade relativa do ar não inferior a 40%.

Além disso, a norma previamente referida estabelece no item 17.8.3 que, em todos os locais e situações de trabalho internos, a iluminação deve estar em conformidade com os níveis mínimos de iluminamento especificados na Norma de Higiene Ocupacional nº 11 (NHO 11). No capítulo 9 a NHO 11 apresenta um quadro com níveis mínimos de iluminamento em função do tipo de ambiente, tarefa ou atividade. Para escritórios e áreas destinadas a escrita, digitação, leitura e processamento de dados, o valor mínimo definido pela norma é de 500 lux.

No capítulo seguinte serão abordadas as características e o funcionamento do componente utilizado para realizar o monitoramento do nível de estresse, bem como os dispositivos utilizados para medir as variáveis ambientais (iluminamento, umidade e temperatura), os microcontroladores, os protocolos e tecnologias de comunicação utilizados no desenvolvimento do protótipo.

5 MATERIAIS E MÉTODOS

Existem várias maneiras e sensores para mensuração das grandezas mencionadas anteriormente, portanto, a escolha dos materiais utilizados passou por critérios específicos, como: portabilidade, capacidade de medição não invasiva, baixo custo, simplicidade de *software* e conectividade. De forma sucinta a Tabela 1 apresenta um resumo dos materiais que atenderam de forma satisfatória esses requisitos e suas características.

Tabela 1 – Resumo dos componentes utilizados e suas especificações técnicas.

Sensor de Fotopletismografia (4MD69)	Tensão de entrada: 3 - 5,5 V Consumo de corrente: 3 - 4 mA Tensão de saída: 0,3 - $V_{entrada}$
Placa de prototipagem (Arduino Uno R3)	Tensão de Alimentação: 7-12 V) Tensão de operação: 5V GPIO de 20 pinos Microcontrolador: ATmega328
Placa de prototipagem (NodeMCU V3)	Tensão de Alimentação: 4,5 - 10 V Tensão de operação: 3,3 V GPIO de 11 pinos Microcontrolador: ESP-8266
Módulo Sensor de Temperatura e Umidade (DHT22)	Tensão de alimentação: 3 - 5,5 V; Corrente de alimentação: 2,5 mA Máx. Faixa de medição de umidade: 0 a 100% UR Faixa de medição de temperatura: -40° a +80°C Precisão de umidade de medição: $\pm 2,0\%$ UR Precisão de medição de temperatura: $\pm 0,5$ °C
Sensor de Luz (BH1750-FVI)	Tensão de alimentação: 3 - 5 V Corrente de alimentação: 190 μA . Faixa de medição: 1 - 65535 lux

FONTE: Elaborado pelo autor.

Os detalhes do funcionamento dos componentes listados na 1 serão abordadas nas sessões seguintes.

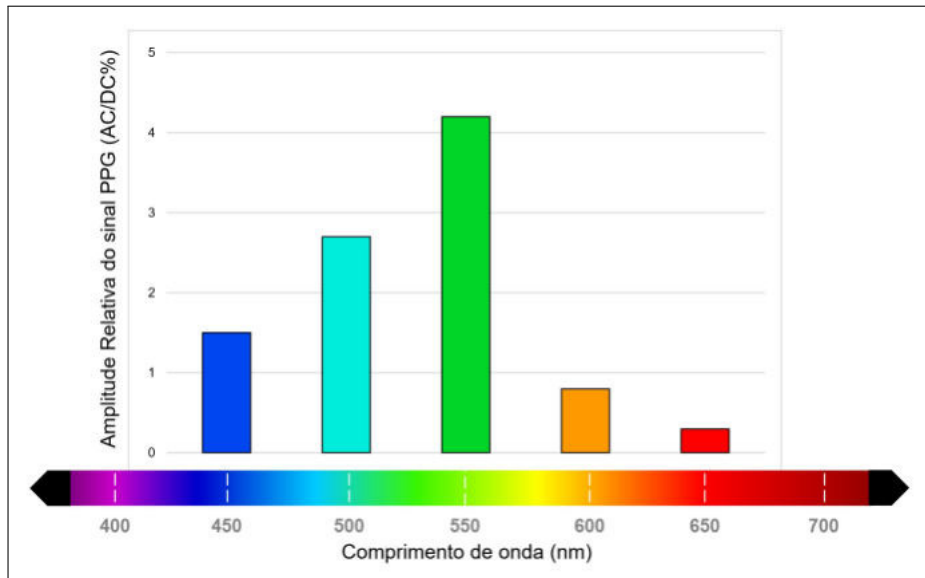
5.1 SENSOR DE FOTOPLETISMOGRAFIA

Mediante a necessidade um sensor de baixo consumo e tamanho reduzido para que seja facilmente incorporado a dispositivos *wearables*, optou-se pelo emprego do sensor de frequência cardíaca 4MD69 na elaboração deste protótipo. Este dispositivo foi produzido pela empresa americana World Famous Electronics llc., e desenvolvido pelos engenheiros de projetos eletrônicos Joel Murphy e Yury Gitman.

Este sensor é composto basicamente por um amplificador operacional (MCP6001), por um led (AM2520ZGC09) e um fotoreceptor (APDS-9008) calibrados para o comprimento de onda verde. De acordo com Souza (2019), a cor verde se deve por se tratar do comprimento

de onda que mostra a maior pulsatilidade na pele, levando a maiores variações de amplitude moduladas no ciclo cardíaco no modo fotopletismográfico receptivo, como mostra o gráfico apresentado na Figura 11.

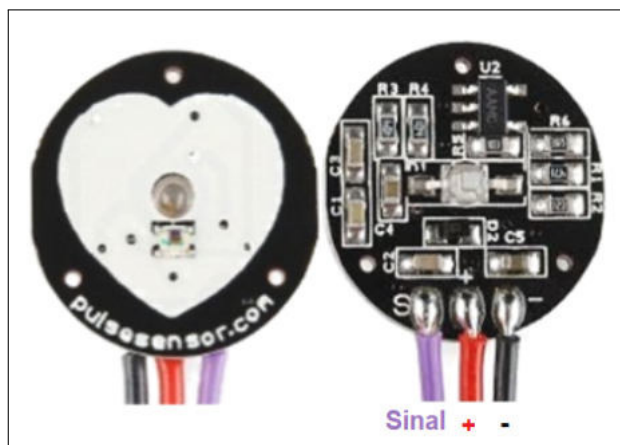
Figura 11 – Variação da amplitude do sinal PPG no modo reflexivo, de acordo com o comprimento de onda de luz visível.



FONTE: Souza, 2019.

Possui três pinos: Vcc, GND e o sinal (analógico). O sensor 4MD69 e sua pinagem podem ser observados na Figura 12.

Figura 12 – Pinagem, vista frontal e traseira do sensor de fotopletismografia 4MD69.



FONTE ADAPTADA: Ramadhan, 2021.

A biblioteca criada pelos desenvolvedores é a *PulseSensorPlayground.h*, ela fornece todas as ferramentas para utilização, personalização e obtenção de dados com o sensor. Dentre as

principais funções, pode-se destacar algumas bastante úteis no desenvolvimento deste trabalho, como:

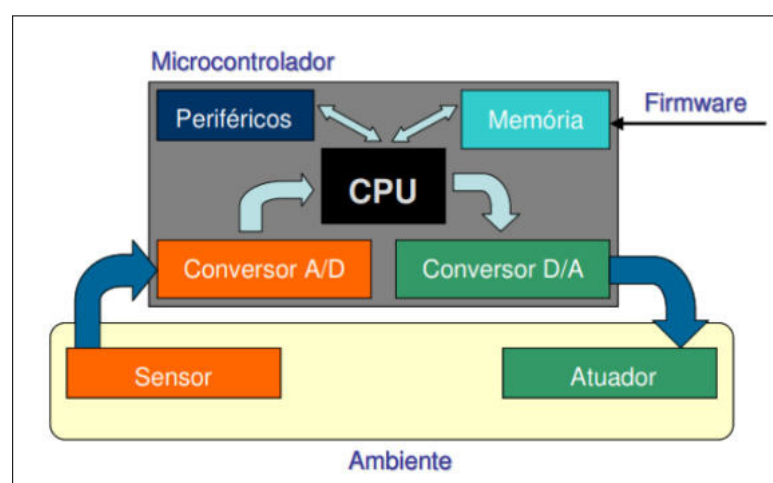
- **setThreshold():** Define um valor que deve ser ultrapassado pelo pulso para que ele seja considerado um batimento.
- **sawNewSample():** Retorna *true* se uma nova caso uma nova leitura tenha sido iniciada.
- **sawStartOfBeat():** Função booliana que apresenta nível lógico alto se um novo pulso for detectado.
- **getInterBeatIntervalMs():** Fornece o intervalo entre batimentos - Inter Beat Interval (IBI) mais recente em milissegundos.

5.2 PLACAS MICROCONTROLADAS

Os microcontroladores são circuitos integrados de dimensões pequenas que, no geral, possuem em um único chip interfaces de entrada e saída, memória, interfaces de comunicação e outros periféricos.

Segundo Chase (2007), microcontroladores são dispositivos capazes de ler sinais externos, processar sinais, executar programas com tarefas a serem realizadas e enviar comandos para atuadores com base nos resultados esperados. Dessa forma, são muito utilizados em projetos seja no âmbito acadêmico, indústrias e entre outros. Um diagrama geral do uso de microcontroladores é visto na Figura 13.

Figura 13 – Diagrama Geral do Uso de Microcontroladores.



FONTE: Chase, 2007.

Porém, de acordo com Monk (2013), o microcontrolador é, na realidade, apenas

um *chip*. Ele não trabalha sozinho e necessita de uma eletrônica de apoio para alimentá-lo de forma precisamente regulada e para propiciar a comunicação com o computador que será utilizado para programá-lo. ARAÚJO *et al.* (2012) afirma que, as placas microcontroladas podem ser entendidas como a incorporação de um microcontrolador, de sistemas de temporização, de aquisição e de comunicação em um mesmo circuito integrado. Existem no mercado diversos sistemas embarcados que já possuem em sua estrutura componentes que facilitam o uso dos seus respectivos microcontroladores.

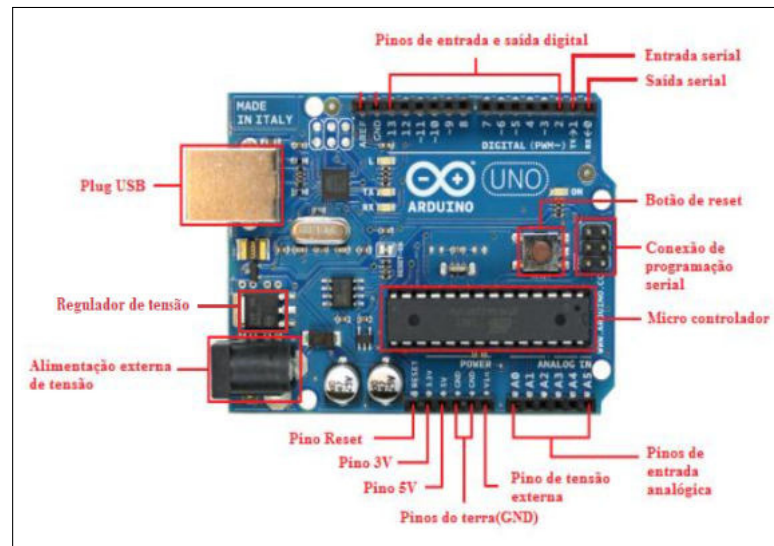
Para o desenvolvimento deste projeto foram necessárias duas placas microncontroladas, o Arduino Uno R3 e a NodeMCU V3. As características de cada uma dessas placas serão tratadas nas subseções a seguir.

5.2.1 Arduino Uno R3

De acordo com Sanches *et al.* (2017), o Arduino é uma plataforma microncontrolada criada em 2005 por um grupo de pesquisadores do Instituto de Design de Interação de Ivrea, na Itália. O Projeto Arduino foi criado com o intuito de criar um equipamento funcional de baixo custo e fácil utilização, que viabilizasse estudos nas mais diversas áreas do conhecimento mesmo para pessoas sem muita experiência com eletrônica e programação.

O ATmega328p é, atualmente, um dos microcontroladores mais populares do mercado, sendo a base de diversas versões da plataforma Arduino. Ele conta com um processador que opera em até 20 MHz, e 23 portas de Entrada/Saída. Através dessas portas pode ser conectado a sensores e atuadores, tornando-se capazes de medir variáveis no ambiente físico, realizar cálculos numéricos, tomar decisões lógicas e provocar mudanças nessas variáveis. O microcontrolador e as demais partes que compõem o arduino podem ser observados na Figura 14.

Figura 14 – Principais partes do Arduino Uno.



FONTE: Oliveira *et al.*, 2014.

Para a programação, pode ser utilizada a Ambiente de Desenvolvimento Integrado - Integrated Development Environment (IDE) do Arduino. Segundo Santos *et al.* (2022), esta IDE conta com um editor de texto que aceita as instruções e verifica erros de sintaxe, um compilador para gerar o arquivo e um carregador para enviá-lo para a placa. A programação é feita através de uma Domain Specific Language (DSL) chamada *Wiring*, derivada das linguagem C e C++. A IDE utilizada para programação do arduino pode ser vista na Figura

Figura 15 – Principais partes do Arduino Uno.

```

Blink | Arduino 1.8.19 (Windows Store 1.8.57.0)
Arquivo Editar Sketch Ferramentas Ajuda
Blink §
/*
 * Blink
 * Turns an LED on for one second, then off for one second, repeatedly.
 * Most Arduinos have an on-board LED you can control. On the UNO, MEGA
 * it is attached to digital pin 13, on MRR1000 on pin 6. LED_BUILTIN is
 * the correct LED pin independent of which board is used.
 * If you want to know what pin the on-board LED is connected to on you
 * model, check the Technical Specs of your board at:
 * https://www.arduino.cc/en/Main/Products
 * This example code is in the public domain.
 * https://www.arduino.cc/en/Tutorial/BuiltInExamples/Blink
 */
// the setup function runs once when you press reset or power the board
void setup() {
  // initialize digital pin LED_BUILTIN as an output.
  pinMode(LED_BUILTIN, OUTPUT);
}

// the loop function runs over and over again forever
void loop() {
  digitalWrite(LED_BUILTIN, HIGH); // turn the LED on (HIGH is the v
  delay(1000); // wait for a second
  digitalWrite(LED_BUILTIN, LOW); // turn the LED off by making the
  delay(1000); // wait for a second
}
OTA: ~470KB, 2, nonos-sdk 2.2.1+100 (190703), v2 Lower Memory, Disabled, None, Only Sketch, 115200 em COM4

```

FONTE: Elaborado pelo autor.

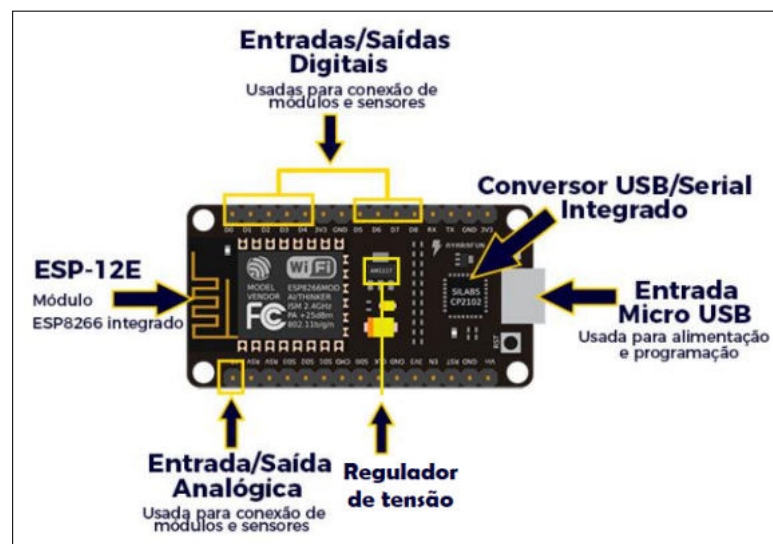
Santos *et al.* (2022) destacam a liberdade de *software* e *hardware* como uma das principais vantagens desse sistema. Segundo ele, não existem de qualquer proibição que resulte em pagamento de patente para sua utilização, podendo ser pode montado, programado, modificado e personalizado sem restrições. Nesse projeto o Arduino foi utilizado para medir a luminosidade e para efetuar o cálculo do RMSSD através do monitoramento da Frequência Cardíaca.

O Arduino Uno também possui limitações. Uma delas diz respeito a indisponibilidade de recursos de rede. Embora esses recursos possam ser acessados através da utilização de módulos e *shields*, uma solução muito utilizada é o envio de dados através de outras placas que possuem conectividade com a rede, como é o caso da NodeMCU.

5.2.2 NodeMCU V3

Assim como o Arduino, a NodeMCU é uma placa microcontrolada. De acordo com Pedrosa (2021), este produto foi projetado pela empresa chinesa *Espressif Systems* no ano de 2014, com o objetivo de ser uma placa para desenvolvimento de projetos de caráter Internet of Things (IoT). Seus componentes principais são: a interface usb-serial, o regulador de tensão de 3,3 V, antena embutida, conector micro-usb e o microncontrolador ESP8266. A NodeMCU e seus principais componentes encontram-se em destaque na Figura 16.

Figura 16 – : Composição do NodeMCU.



FONTE ADAPTADA: Pedrosa, 2021.

Assim como o Arduiuno Uno, a NodeMCU é uma plataforma *open source* e *open hardware*. Outra semelhança diz respeito a programação, além de poder ser programada pela linguagem LUA, a placa também pode ser programada pela IDE e linguagem do Arduino. No entanto, a NodeMCU também possuem algumas distinções do Arduino, dentre elas Souza *et al.* (2017) destacam:

- Integração com o protocolo TCP/IP para acesso a redes *Wi-Fi*;
- Menor quantidade pinos de entrada e saída digitais e analógicas;
- Interface USB-serial acoplada para facilitar de alimentação do microcontrolador (podendo ser feita através de um carregador de celular) e para simplificar a transmissão do programa do computador para a placa;
- Menor custo de aquisição, tamanho reduzido e menor consumo de energia.

Essas características devem ser levadas em consideração na etapa de desenvolvimento

para escolha da placa que melhor atende aos requisitos do projeto. Neste projeto optamos por utilizar ambas as placas, e a NodeMCU foi designada para medir a temperatura e a umidade relativa do ar, receber os demais dados medidos oriundos do *Arduino* através da comunicação serial e enviar esses dados para uma interface Web.

5.3 MÓDULO SENSOR DE TEMPERATURA E UMIDADE

Tendo em vista que o projeto necessitava realizar a medição da temperatura e umidade, a utilização de um único sensor capaz de medir as duas grandezas configura uma grande vantagem. Sendo assim, o sensor escolhido foi o DHT22, dispositivo fabricado pela empresa chinesa Aosong Electronics Co.,Ltd.

De acordo com Islam *et al.* (2018), esse componente é constituído por um sensor capacitivo de umidade e um termistor cujas condições são afetadas pelo ar circundante. O termistor apresenta uma diminuição da resistência em função do aumento da temperatura. Já a umidade relativa do ar é medida através do princípio capacitivo, onde dois eletrodos com substrato de retenção de umidade entre eles tem sua constante dielétrica alterada. Ambos os sensores são conectados a um microcontrolador de 8 bits que processa os sinais de entrada e gera um sinal digital como saída. A Figura 18 apresenta o DHT22 e sua pinagem.

Figura 17 – Módulo DHT22.



FONTE ADAPTADA: Ardiente e Bilbao., 2017.

Como ilustrado na Figura 17 o DHT22 possui 4 pinos: dois para alimentação (Vcc e GND), um pino nulo (não conectado) e o pino de dados. O sinal gerado na saída de dados é um sinal digital, utilizado para comunicação serial através do protocolo Inter-Integrated Circuit (I2C) com outros microcontroladores como o ATmega, PIC e entre outros. Para ler os dados do sensor,

no entanto, faz-se necessário a inserção de um resistor de *pull-up* no pino de dados para evitar problemas com ruído. Por esse motivo, existem no mercado alguns módulos embarcados que possuem esse resistor embutido e não possuem o pino nulo, facilitando a instalação e organização. Devido a isso, optou-se por utilizar o módulo DHT22 que pode ser observado na Figura 18

Figura 18 – Pinagem DHT22.



FONTE: Hasibuan *et al.*, 2021.

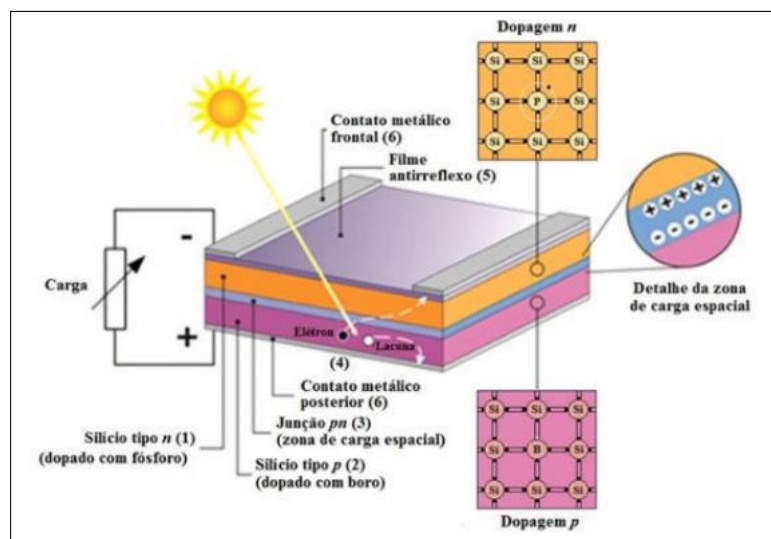
Dentre as principais vantagens deste sensor podemos destacar: a alta precisão, a extensa faixa de medição, o baixo consumo, calibração automática, excelente estabilidade a longo prazo, tempo de resposta rápido. Além disso, este dispositivo conta com uma biblioteca própria, a *dht.h*, com diversas funções e exemplos.

5.4 SENSOR DE LUZ

Santos *et al.* (2020) expõe que os sensores de luminosidade fotorresistivos, ou Light Dependent Resistor (LDR) geralmente são muito úteis para avaliações qualitativas (se há luz ou não, ou, se possui muita ou pouca luminosidade). Porém, nos casos em que há necessidade de uma avaliação quantitativa da luminosidade do ambiente é recomendado o uso de sensores com outros princípios de funcionamento. Uma dessas alternativas é o módulo GY-302, formado por um sensor BH1750 cujo princípio de funcionamento é baseado no efeito fotoelétrico. Este sensor fornece valores medidos em lux (lumen/m²), que em outras palavras, seria a medida de um lúmen por um metro quadrado, que se trata da unidade padrão para determinar os níveis de luminosidade de determinados ambientes.

De forma simplificada o sensor BH1750 é na verdade um fotodiodo, ou seja, uma junção P-N de materiais sólido-cristalinos (semi-condutores) cujas propriedades físicas e quânticas os tornam capazes de realizar a conversão da energia luminosa em energia elétrica. Essa conversão ocorre pois o semiconductor do tipo N (negativo) é na verdade um tetravalente (silício, germânio, entre outros) estabilizado através de ligação covalente com um átomo com cinco elétrons em sua camada de valência (fósforo ou arsênio) e o semiconductor do tipo P (positivo) é constituído pelo silício estabilizado com um trivalente trivalente. Quando a célula é submetida a luz os elétrons livres do semiconductor tipo N são excitados e migrarão para o semiconductor tipo P para ocuparem as lacunas, dessa forma, pode-se aproveitar a circulação de corrente elétrica e gerar trabalho. Este processo é ilustrado na Figura 19.

Figura 19 – Estrutura atômica do semiconductor do tipo N e do tipo P.

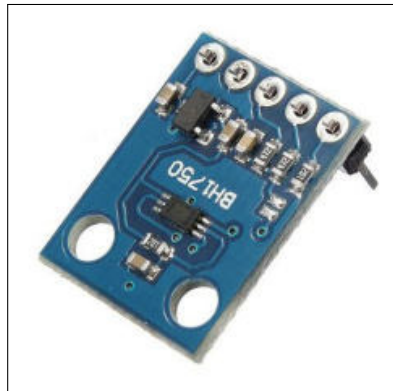


FONTE: Pinho e Galdino, 2014.

Conforme elucidado por Guadagnini, Rocha e Barlette (2019), além do sensor BH1750, o módulo GY-302 é composto por um amplificador de sinais que converte a corrente elétrica gerada no fotodiodo em um sinal analógico de tensão, um regulador de tensão, um conversor analógico-digital de 16 bits de resolução para digitalização da tensão gerada pelo amplificador, e um circuito digital lógico que calcula a iluminância medida em unidades de lux e efetua a comunicação de dados através do protocolo I2C. O módulo GY-302 pode ser observado na Figura 20.

A *BH1750.h* é a biblioteca do sensor, ela é bastante completa para auxiliar nas mais diversas aplicações. Além desta biblioteca, para que o módulo possa se comunicar com a plataforma microcontrolada/embarcada através da interface I2C, deve-se utilizar a biblioteca

Figura 20 – Sensor de luminosidade BH1750.



FONTE: Rolim, 2020.

wave.h.

5.5 INTERFACE WEB

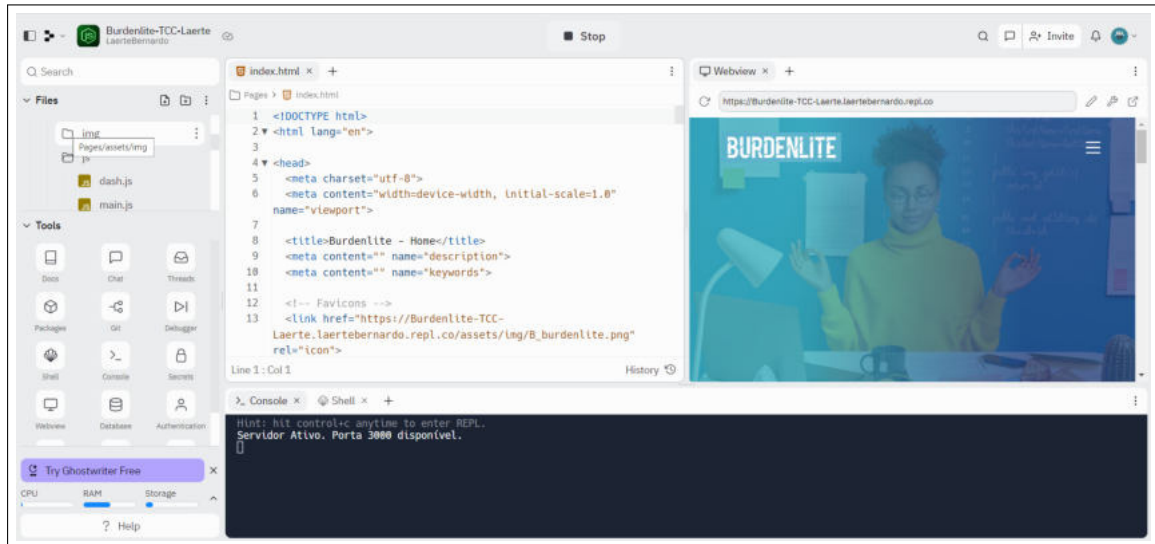
A forma como os dados são apresentados aos usuários têm se tornado tão importante quanto a disponibilidade deles. Silva, Barbosa e Adamatti (2016) afirma que, projetar uma interface do usuário não se resume na criação de um visual agradável para o produto, mas de exibir o conteúdo de forma acessível, familiar e objetiva ao usuário, buscando facilitar a utilização e o relacionamento do usuário com a ferramenta.

Existem diversas formas de apresentar dados de um *software*, dentre elas Bernardo e Kon (2008) cita: consoles textuais, aplicações para *desktop*, aplicativos para celulares e interfaces *Web*. Cada uma possui vantagens e desvantagens, no entanto, Bonfandini e Pretto (2016) destaca que a demanda por aplicações *Web* cresceu consideravelmente. Segundo o autor, isto se deve pois as aplicações via navegador podem ser acessadas de qualquer lugar e não precisam ser instaladas em cada dispositivo, dessa forma, evitando problemas em sistemas com grande quantidade de usuários, onde instalar ou atualizar aplicações é trabalhoso e custoso. Além disso, Silva e Tiosso (2020) atribui esse crescimento a grande disponibilidade de tecnologias abertas e amplamente conhecidas entre os desenvolvedores, tais como: HTML, CSS, *Bootstrap*, PHP, banco de dados SQL, *JavaScript*, entre outras.

Por essas e outras vantagens optou-se por elaborar uma aplicação web para apresentação dos dados aferidos pelo protótipo e para exibição de alertas em caso de detecção de irregularidades. A página web foi criada e hospedada na IDE online *Repl*. Dentre outras ferramentas a plataforma conta com edição colaborativa de código de forma síncrona, suporte a diversas linguagens de programação e *frameworks*, depuração de código, hospedagem, *chat* e

integração com o *Github*. A plataforma *Repl* e suas ferramentas podem ser visualizadas através da Figura 21.

Figura 21 – Ambiente de desenvolvimento *Repl*.



FONTE: Elaborado pelo autor.

Para a construção do *frontend* do *site* foram necessárias linguagens capazes de manipular interfaces, componentes, interações e eventos. A partir da análise consoante a esses critérios, foram utilizadas as seguintes tecnologias:

- **HyperText Markup Language (HTML):** Scavone *et al.* (2022) define o HTML como sendo o componente básico da WEB, o qual permite a inserção de conteúdos (textos, hiperlinks e arquivos de mídia) e estruturar/organizar esses conteúdos de forma básica. É uma linguagem de marcação interpretada pelos navegadores, no entanto, devido a sua incapacidade de criar funcionalidades dinâmicas, o HTML não pode ser considerado uma linguagem de programação.
- **Cascading Style Sheet (CSS):** Sá (2019) afirma que com o lançamento da versão 3.2 do HTML e adição de diversos elementos de estilização a linguagem, muitos desenvolvedores apresentaram dificuldade criar e manter os seus códigos. Sendo assim, a W3C desenvolveu uma linguagem de estilos em cascata para separar o conteúdo da página de seu estilo. Desde então o CSS vem sendo a linguagem para formatação de linguagens de marcação mais utilizada do mundo. Por meio dele é possível descrever o visual separadamente de planos de fundo, cores das fontes, alinhamentos, efeitos de gradiente, margens, animações e entre outros.
- **Javascript:** De acordo com Bouças (2020), o *Javascript* foi a tecnologia criada para

tornar as páginas dinâmicas e interativas. Classifica-se como uma linguagem de *scripts* multiparadigma, de alto nível, com tipagem dinâmica, com diversos recursos incluindo a orientação a objetos e a capacidade de trabalhar com API's. Essa linguagem é interpretada nos navegadores e utilizada para manipular elementos do HTML e do CSS, atualizar informações, além de adicionar respostas às ações e eventos.

- **Bootstrap:** Dentre as limitações do HTML e CSS, Tomazini e Lopes (2015) cita a necessidade da definição de diversas folhas de estilos para adaptar as páginas às diferentes resoluções do *browser*. O *Bootstrap* é um *framework* criado por Mark Otto e Jacob Thorton, então engenheiros do Twitter. Desenvolvido a partir da combinação de CSS, *JavaScript* e alguns *plugins* em *jQuery*, que possibilita a criação de *sites* responsivos através de seu sistema de grades e da divisão da página em linhas e colunas. Pela sua estrutura simples, o *Bootstrap* rapidamente tornou-se um dos mais populares *frameworks front-end* e projetos de código aberto no mundo.

Viu-se adequada a utilização do *Node.js* para a construção do *Backend*, ou seja, a parte interna e não visível ao usuário e que garante o armazenamento, processamento e busca adequada dos dados. Segundo Bouças (2020) o *Node.js* surgiu a partir da evolução do *Javascript*, ele é um interpretador de *Javascript*, que permite a utilização dessa linguagem no *server-side*. O uso do *Node.js* do lado do servidor possibilita a criação das rotas, validação de formulários, acesso a banco de dados e arquivos locais, entre outras funções. Devido ao pequeno volume de dados optou-se por não utilizar bancos de dados, ao invés disso optou-se por armazenar os dados em um arquivo JavaScript Object Notation (JSON), visto que os dados foram enviados do *Arduino* para a *NodeMCU*, e da *NodeMCU* para o *site* neste formato. Dentre as bibliotecas do *Node.js* utilizadas para realizar as funcionalidades mencionadas acima pode-se destacar:

- **Express:** Pacote para *Node.js* para estruturação e configuração do servidor *Node.js*. Através dele pode-se estabelecer rotas e regras para o servidor, além de gerenciar requisições Hypertext Transfer Protocol (HTTP) e Hyper Text Transfer Protocol Secure (HTTPS) respondendo de forma correta às solicitações feitas pelo cliente.
- **Body-parser:** Módulo utilizado para manipulação de objetos JSON e para extrair uma porção do *body* das requisições.
- **Path:** Biblioteca que provê uma interface para trabalhar com arquivos e diretórios.
- **File System (FS):** Módulo que fornece diversas funções para manipulação (leitura, escrita, edição, exclusão, entre outros) de arquivos.

A interface elaborada possui quatro módulos principais: Página Inicial, Usuário,

Dashboard e Contato. A página inicial contém uma breve apresentação do sistema. A página de contato promove um canal para que os usuários possam deixar suas dúvidas, solicitações, sugestões, reclamações e elogios. A página de usuário contém um formulário para coleta de informações básicas (Nome, idade e sexo) que serão utilizadas para definir os valores ideais para o rMSSD. A *dashboard* é a área mais importante, os *scripts* dela consultam os dados do arquivo JSON e verificam se a temperatura, a umidade, a luminosidade e o rMSSD estão dentro dos valores normais. Caso os valores não estejam de acordo com os valores adequados a *dashboard* também apresenta alertas para o usuário, estimulando-o a tomar providências.

Os códigos do ambiente de desenvolvimento *Repl* encontram-se disponíveis através do link disponibilizado no Apêndice A.

6 RESULTADOS

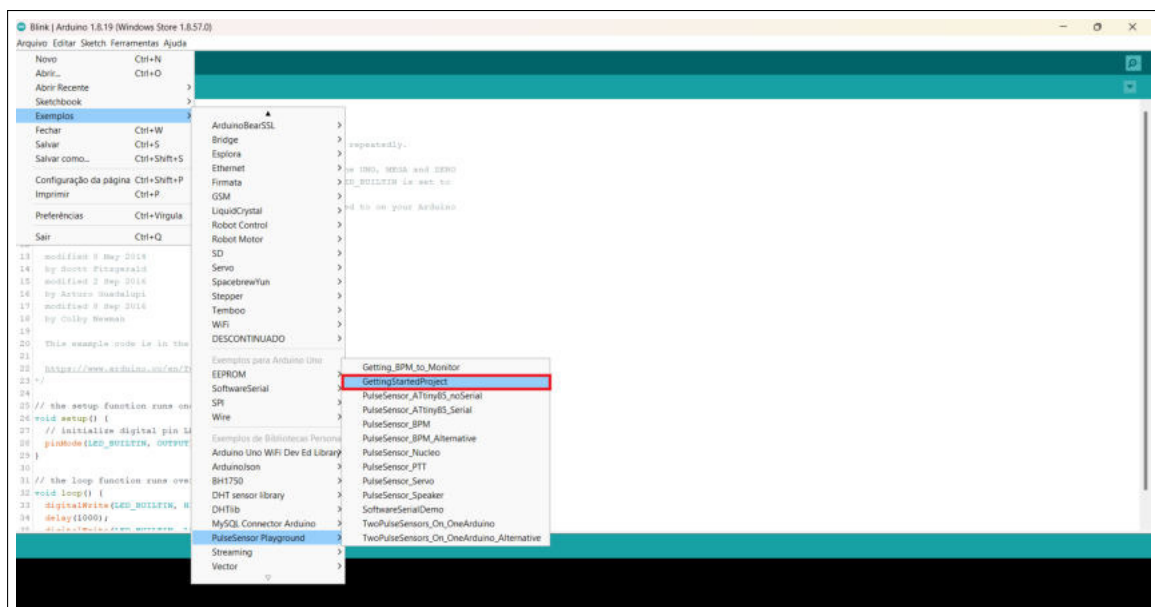
Apesar de não terem sido realizados testes em escala real, foram realizados testes de bancada para verificar a funcionalidade e a exatidão dos componentes de forma isolada. Um componente que demandou uma maior quantidade de testes prévios a montagem do circuito foi o sensor de fotopleletismografia. Este capítulo apresenta os testes realizados neste componente, em seguida esses resultados são confrontados com alguns resultados esperados.

Outra parte deste capítulo dedica-se a descrever os testes iniciais com o protótipo finalizado e os seus resultados, incluindo as etapas de medição, comunicação entre as placas, envio das informações para o servidor e a atualização dos dados na *Dashboard*.

6.1 ANÁLISE GRÁFICA DO SINAL DE SAÍDA DO SENSOR FOTOPLETISMOGRÁFICO

Para realização desse teste o sensor foi conectado apenas ao *Arduíno* através da porta analógica A0, e o exemplo "*GettingStartedProject*" da biblioteca *PulseSensorPlayground.h* foi carregado a placa, a Figura 22 ilustra o procedimento para utilizar o *sketch* mencionado.

Figura 22 – Procedimento para utilização do *sketch* *GettingStartedProject* da biblioteca do sensor 4MD69.

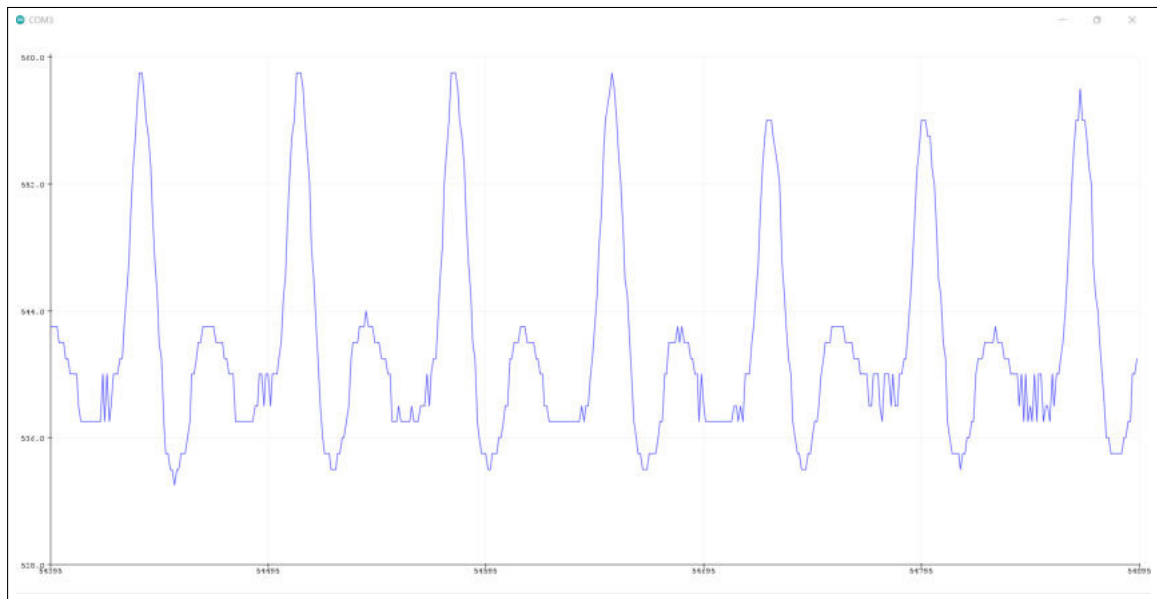


FONTE: Elaborado pelo autor.

Em seguida verificou-se o funcionamento do sensor através do *Plotter Serial* da IDE, a Figura 23 mostra a representação gráfica do sinal de saída do componente.

Através deste teste foi possível confrontar o gráfico do sensor com o traçado típico de

Figura 23 – Representação gráfica da leitura do sensor fotopletismográfico.



FONTE: Elaborado pelo autor.

um sensor de fotopletismografia de acordo com a literatura e apresentado nas Figura 8. Pode-se perceber a semelhança no formato e na dinâmica do sinal. Ambos os sinais possuem um *offset* devido a Componente Contínua do sinal. Logo após é possível notar um aumento do sinal devido a fase diastólica, seguido de uma deflexão e pouco depois o sinal assume o seu valor mínimo em função do pico sistólico.

6.2 MEDIÇÃO DE FREQUÊNCIA CARDÍACA UTILIZANDO O SENSOR FOTOPLETISMOGRÁFICO

Conforme explicitado anteriormente, a partir da frequência fundamental da Componente Alternada é possível extrair tanto a FC como a VFC. Portanto, era esperado que assim como o gráfico da saída apresentou semelhança ao medido por outros dispositivos, a medida da FC também deveria apresentar valores parecidos com os valores medidos por outros dispositivos.

Existem atualmente no mercado diversos dispositivos inteligentes e *wearables* utilizados para medição da frequência cardíaca através do método fotopletismográfico. Machado *et al.* (2020) afirma que esses produtos são principalmente utilizados para monitoramento esportivo e como assistência médica domiciliar. Um dos principais modelos disponíveis comercialmente pode-se destacar a família *MI Band* fabricada pela *Xiaomi*. Comparou-se os valores aferidos com o sensor utilizado no protótipo com os valores lidos usando o modelo *MI Band 4*, o bracelete produzido pela *Xiaomi* pode ser observado através da Figura 24.

Figura 24 – MI Band 4.



FONTE: Machado et al., 2020.

Manteve-se o circuito do teste anterior, carregou-se o exemplo *GettingBPMtoMonitor* da biblioteca do sensor e então leu-se simultaneamente os valores por ambas as tecnologias. Os valores lidos no teste podem ser vistos na Figura 25. A *MI Band 4* apresentou um valor médio de 80 Batimentos por Minuto (BPM), enquanto que a leitura média apresentada no monitor serial foi de 83,75 BPM. Notou-se uma aproximação bastante significativa entre os valores medidos, consequentemente a eficiência de seu uso para essa aplicação.

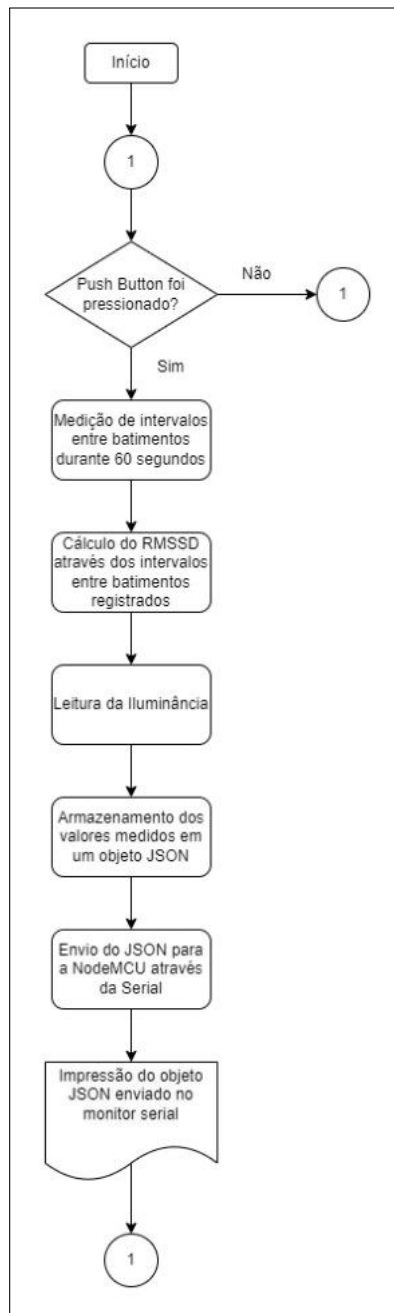
6.3 MEDIÇÕES E INTEGRAÇÃO COM A PÁGINA WEB

Os componentes mencionados no Capítulo 5 foram interconectados. Ao *Arduino* conectou-se o sensor 4MD69 através da porta A0 para leitura dos dados de forma analógica. Também conectou-se os pinos Serial Data (SDA) e Serial Clock (SCL) do BH1750 às portas A4 e A5 da placa que podem ser utilizadas para comunicação I2C. Um botão foi conectado a porta digital 4 para controle do sistema, de forma que, quando pressionado o botão realiza a medição e o envio de informações para o *site*.

O encaminhamento de informações do *Arduino* para a NodeMCU foi feito via comunicação serial Universal Asynchronous Receiver/Transmitter (UART), através da biblioteca *SoftwareSerial.h* que permite a utilização de pinos das placas para comunicação serial. Definiu-se então o pino digital 6 do *Arduino* como terminal transmissor (TX). Do lado da NodeMCU, o pino D6 foi utilizado como receptor (RX). Na NodeMCU também foi conectado o sensor DHT22 através do pino D1.

O código executado no Arduino seguiu o fluxograma da Figura 28. Enquanto que a rotina executada na NodeMCU baseou-se no fluxograma da 29. Esses programas na integra podem ser acessados através do link disponível no Apêndice B, todos os *sketchs* foram comentados para melhor compreensão do funcionamento da aplicação, bem como para manutenção dos códigos e adição de novas funcionalidades no futuro.

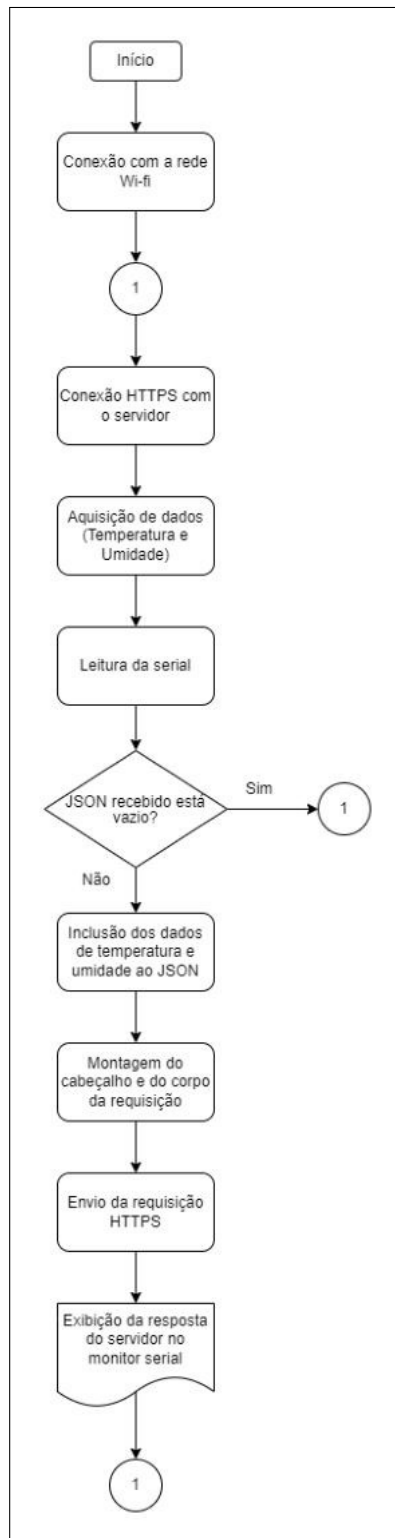
Figura 28 – Fluxograma simplificado do software executado no Arduino.



FONTE: Elaborado pelo autor.

Após a criação da página web e da elaboração das rotinas executadas pelos sistemas microcontrolados, iniciou-se os testes de integração entre o protótipo e o *site*. Foram feitas

Figura 29 – Fluxograma simplificado do software executado na NodeMCU.

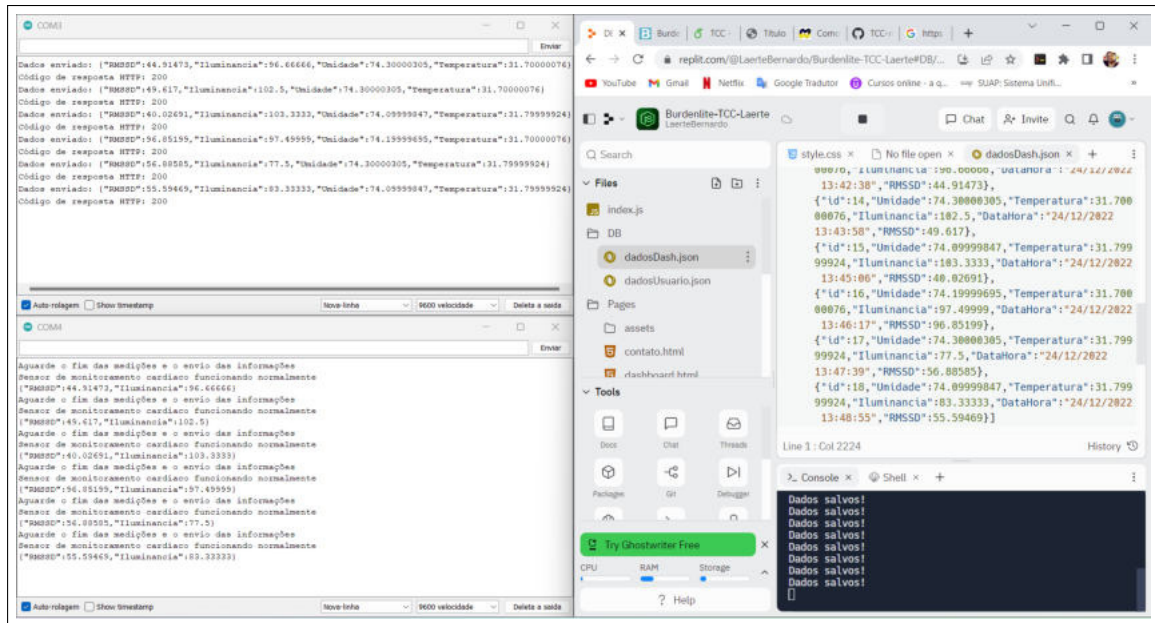


FONTE: Elaborado pelo autor.

diversas medições e o respectivo envio dessas informações para o servidor visando verificar a integridade desses dados. A Figura 30 mostra os dados enviados pelo Arduino para NodeMCU (COM4), da NodeMCU para o site (COM3) e do lado direito é exibido o arquivo JSON

armazenado no servidor.

Figura 30 – Teste de integração entre o sistema e o servidor web.



FONTE: Elaborado pelo autor.

Como é possível observar os dados recebidos em todos os destinos foram exatamente iguais aos enviados pelas respectivas origens, mostrando que a integração do sistema como um todo não apresentou problemas. Por fim, foi feita uma verificação entre a coerência dos dados apresentados na *Dashboard* e as informações contidas no arquivo *dadosDash.json* no servidor. Verificou-se que as informações estão sendo atualizadas na *Dashboard* corretamente conforme pode-se visualizar na Figura 31.

Figura 31 – Verificação da coerência dos dados na *Dashboard* com as informações do arquivo JSON.

The image shows two browser windows side-by-side. The left window displays a dashboard titled 'BURDENLITE' with six data cards: Iluminância (83.33333 lux), Temperatura (31.79999924 °C), Umidade Relativa do Ar (74.09999847 %), RMSSD (55.59469 ms), Sexo (Masculino), and Idade (25 anos). The right window shows a JSON file named 'dadosDash.json' with 18 data entries. Each entry is a JSON object containing 'Id', 'Umidade', 'Temperatura', and 'RMSSD' values. The console below the JSON file shows the message 'Dados salvos!' repeated 18 times, indicating that the data from the JSON file is being saved to the dashboard.

```
0076, "ILumInancIa": 96.66666, "DataHora": "24/12/2022 13:42:38", "RMSSD": 44.91473, {"id": 14, "Umidade": 74.30000305, "Temperatura": 31.70000076, "ILumInancIa": 102.5, "DataHora": "24/12/2022 13:43:58", "RMSSD": 49.617}, {"id": 15, "Umidade": 74.09999847, "Temperatura": 31.79999924, "ILumInancIa": 103.3333, "DataHora": "24/12/2022 13:45:00", "RMSSD": 40.02691}, {"id": 16, "Umidade": 74.19999695, "Temperatura": 31.70000076, "ILumInancIa": 97.499999, "DataHora": "24/12/2022 13:46:17", "RMSSD": 96.85199}, {"id": 17, "Umidade": 74.30000305, "Temperatura": 31.79999924, "ILumInancIa": 77.5, "DataHora": "24/12/2022 13:47:39", "RMSSD": 56.88585}, {"id": 18, "Umidade": 74.09999847, "Temperatura": 31.79999924, "ILumInancIa": 83.33333, "DataHora": "24/12/2022 13:48:55", "RMSSD": 55.59469}]
```

Dados salvos!
Dados salvos!
Dados salvos!
Dados salvos!
Dados salvos!
Dados salvos!
Dados salvos!
Dados salvos!
Dados salvos!
Dados salvos!
Dados salvos!
Dados salvos!
Dados salvos!
Dados salvos!
Dados salvos!
Dados salvos!
Dados salvos!

FONTE: Elaborado pelo autor.

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste trabalho, foi apresentado um protótipo experimental para medição das condições do ambiente e acompanhamento do nível de estresse através da VFC, visando a melhoria da QVT e a redução dos casos de problemas de saúde ocasionados pelo estresse ocupacional. Para fins demonstrativos, foram feitos testes com o sistema para verificar o seu funcionamento e eficiência.

Apesar dos resultados terem sido positivos constatou-se a necessidade de reafirmar o caráter experimental e preditivo desta solução. Os resultados obtidos com o monitoramento da VFC não podem ser usados como diagnóstico, para uma análise mais adequada neste sentido recomenda-se a consulta com médicos especialistas e a realização de exames mais precisos.

A cautela na interpretação dos seus resultados se deve principalmente em função a interferências que o sensor fotoplestímetro sofre. As principais interferências deste tipo de sensor mencionadas na literatura são: interferência motora, luminosa e anatômica. A interferência motora diz respeito as distorções provocadas devido ao movimento dos sensores durante a aquisição do sinal. A interferência luminosa é aquela causada por outras fontes de luz que influenciam na leitura. A interferência anatômica corresponde principalmente a sujeiras na região em que a medição é realizada e a alta quantidade de melanina na pele de certos indivíduos, pois este pigmento possui alta capacidade de absorção de luz. Durante os testes notou-se principal e consideravelmente a interferência motora.

Durante os testes também foram identificadas algumas possíveis melhorias e funcionalidades a serem adicionadas. Uma das possíveis melhorias seria a confecção de uma Placa de Circuito Impresso (PCI) para comportar todos os componentes do protótipo. Além disso, pensou-se em implementar algumas melhorias na interface, como a inclusão de todo o histórico de medições do usuário e adição de um gráfico contendo os valores por períodos. Estas informações seriam muito úteis para acompanhar a concentração do estresse ao longo do mês, como por exemplo: em empresas com fechamento de mês e períodos de faturamento o nível de estresse tende a aumentar muito. Uma outra implementação futura bastante interessante seria realizar o controle de atuadores de forma automatizada, tais como: umidificadores, sistemas de refrigeração e lâmpadas. Esse controle poderia ser feito através de IoT ou com a utilização de Redes Neurais ou de Inteligência Artificial.

Em suma, embora tenham sido notadas interferências e hajam melhorias a serem implementadas, comprovou-se a eficiência do protótipo, conseguindo realizar satisfatoriamente

o monitoramento em ambientes de trabalho interno. Além disso, é válido ressaltar algumas qualidades da solução proposta. A solução proposta destacou-se pelo seu baixo custo, visto que os preços dos componentes somados corresponderam a um total aproximado de R\$ 120,00. Outro ponto a se salientar diz respeito a escalabilidade, pois tanto o Arduino como o NodeMCU possuem muito mais entradas, seria possível utilizá-las para conectar mais sensores e monitorar áreas maiores. Outra vantagem do sistema diz respeito a versatilidade, visto que, o sistema pode ser adaptado para atuar nos demais ambientes constantes na lista da NHO 11 (indústrias, comércios, etc), fazendo-se necessários apenas mais estudos e testes com a solução desenvolvida em ambientes e condições reais. Outra aplicação para a tecnologia seria para uso doméstico, levando em consideração que após a pandemia de COVID 19, muitas empresas adotam o trabalho remoto e o *home office*.

Por fim, acredita-se que o presente estudo pode servir como base e estímulo para o desenvolvimento de *softwares* e tecnologias ainda mais eficazes no âmbito da medicina preditiva.

REFERÊNCIAS

- ABRAHÃO, J.; SZNELWAR, L.; SILVINO, A.; SARMET, M.; PINHO, D. **Introdução à ergonomia: da prática à teoria**. [S.l.]: Editora Blucher, 2009.
- ALBUQUERQUE, J. A. V. d. O. **Modelos matemático-computacionais do sistema cardiovascular humano a parâmetros condensados e aplicações**. Dissertação (B.S. thesis) — Brasil, 2019.
- ALMEIDA, L.; ALVES, A.; FERNANDES, H.; REMONDES-COSTA, S.; PSICOFÍSICA, C. F. de. Sistema nervoso autônomo: Mecanismo não mecânico fonte do equilíbrio corporal. **Psicologia na Atualidade**, 2012.
- ARAÚJO, I.; SOUTO, F. V.; JÚNIOR, A. G. C.; SOUSA, C. P. d. Desenvolvimento de um protótipo de automação predial/residencial utilizando a plataforma de prototipagem eletrônica arduino. In: **Anais: XL Congresso Brasileiro de Educação em Engenharia (Cobenge), Belém, UFPA**. [S.l.: s.n.], 2012.
- ARDIENTE, I. L. E.; BILBAO, B. M. S. Design evaluation of microcontroller-driven temperature, humidity and soil moisture control system for the cultivation of pleurotus florida mushroom in a controlled-environment plant box. In: DE LA SALLE UNIVERSITY. **Research Congress 2017**. [S.l.], 2017.
- ASSUNÇÃO, R. M. V. *et al.* **Determinação das frequências cardíaca e respiratória do cão através da técnica de fotopleletismografia e descrição espectral do sinal**. Dissertação (Mestrado), 2016.
- BAUER, M. E. Estresse. **Ciência hoje**, v. 30, n. 179, p. 20–25, 2002.
- BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neurociências: desvendando o sistema nervoso**. [S.l.]: Artmed editora, 2002.
- BERNARDO, P. C.; KON, F. A importância dos testes automatizados. **Engenharia de Software Magazine**, v. 1, n. 3, p. 54–57, 2008.
- BOEMEKE, G.; ROCHA, R. B.; MUZZI, L. G.; DIAS, Q. N.; VERSIANI, L. C.; RIBEIRO-SAMORA, G. A. Comparação da variabilidade da frequência cardíaca entre idosos e adultos saudáveis. **e-Scientia**, v. 4, n. 2, p. 3–10, 2011.
- BONFANDINI, E.; PRETTO, F. Usabilidade em aplicações web: proposta para o sistema de biblioteca da univates. **Revista Destaques Acadêmicos**, v. 8, n. 4, 2016.
- BOUÇAS, T. A. A. **Conversão de esboços de páginas Web para HTML usando aprendizagem automática**. Tese (Doutorado), 2020.
- CAMBRI, L. T.; OLIVEIRA, F. R. D.; GEVAERD, M. da S. Modulação autonômica cardíaca em repouso e controle metabólico em diabéticos tipo 2. **HU Revista**, v. 34, n. 2, 2008.
- CAMM, J.; MAREK, M.; BIGGER, T.; CERUTTI, S.; PHILIPPE, C. *et al.* Heart rate variability. **Circulation**, v. 93, n. 5, p. 1043–1065, 1996. Disponível em: <<https://www.ahajournals.org/doi/abs/10.1161/01.CIR.93.5.1043>>.
- CARLETTI, L.; BARBIERI, R.; LEITE, R. Avaliação da concordância dos limiares metabólicos por meio de três métodos diferentes de identificação. Universidade Federal do Espírito Santo, 2019.

- CASTRO, A. P. d. Saúde mental: manifestações de estresse no cotidiano do hipertenso. 2003.
- CASTRO, A. P. d.; SCATENA, M. C. M. Manifestação emocional de estresse do paciente hipertenso. **Revista Latino-Americana de Enfermagem**, SciELO Brasil, v. 12, n. 6, p. 859–865, 2004.
- CHASE, O. **Sistemas Embarcados**. 2007. Disponível em: <<http://www.lyfreitas.com.br/ant/pdf/Embarcados.pdf>>.
- CLOETE, G. **Non-invasive artificial pulse oximetry: development & testing**. Tese (Doutorado) — Stellenbosch: Stellenbosch University, 2012.
- COOPER, C. L.; MARSHALL, J. Occupational sources of stress: A review of the literature relating to coronary heart disease and mental ill health. **From stress to wellbeing volume 1**, Springer, p. 3–23, 2013.
- CORREA, V. M.; BOLETTI, R. R. **Ergonomia: fundamentos e aplicações**. [S.l.]: Bookman Editora, 2015.
- COUTO, H. d. A. Stress e qualidade de vida dos executivos. **Rio de Janeiro: COP**, v. 87, 1987.
- DALMEIDA, K. M.; MASALA, G. L. Hrv features as viable physiological markers for stress detection using wearable devices. **Sensors**, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 21, n. 8, p. 2873, 2021.
- FARIA, M. S.; GASPAROTTO, O. C.; LEITE, L. D. **Fisiologia humana**. [S.l.]: Florianópolis, 2014.
- FILHO, J. M. J.; LIMA, F. d. P. A. Análise ergonômica do trabalho no brasil: transferência tecnológica bem-sucedida? **Revista brasileira de saúde ocupacional**, SciELO Brasil, v. 40, p. 12–17, 2015.
- FRANCO, M. V. B. *et al.* Sistema remoto distribuído para avaliação da função autonômica em indivíduos com diabetes mellitus. 2021.
- FREIRE, M. G. Qualidade de vida no trabalho. 2018.
- GERVÁSIO, S. M. D.; KAWAGUCHI, L. Y. A.; CASALECHI, H. L.; CARVALHO, R. A. d. Análise do estresse em acadêmicos de enfermagem frente ao primeiro estágio da grade curricular. **J Health Sci Inst**, v. 30, n. 4, p. 331–5, 2012.
- GOMES, O. M. Fisiologia cardiovascular aplicada. **Belo Horizonte: EDICOR**, p. 63, 2005.
- GUADAGNINI, P. H.; ROCHA, F. S. d.; BARLETTE, V. E. Um medidor de luminosidade com módulo sensor integrado e aquisição automática de dados com aplicações didáticas. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, SciELO Brasil, v. 41, 2019.
- HASIBUAN, A.; QODRI, A.; ISA, M. *et al.* Temperature monitoring system using arduino uno and smartphone application. **Bulletin of Computer Science and Electrical Engineering**, v. 2, n. 2, p. 46–55, 2021.
- HEINZEN, R. G. *et al.* Classificação de estados de estresse mental através da variabilidade cardíaca. 2018.

- ISLAM, J.; HABIBA, U.; KABIR, H.; MARTUZA, K. G.; AKTER, F.; HAFIZ, F.; HAQUE, M. A. S.; HOQ, M.; MANNAN, M. A. Design and development of microcontroller based wireless humidity monitor. **IOSR J. Electr. Electron. Eng.**, v. 13, n. 2, p. 41–46, 2018.
- JACOB, S. W.; FRANCONI, C. A.; LOSSOW, W. J. Anatomia e fisiologia humana. In: **Anatomia e fisiologia humana**. [S.l.: s.n.], 1990. p. 569–569.
- JUNIOR, M. L. G.; CHAVES, T. N. d. Sistema de controle de ambientes-sca. 002, 2021.
- MACHADO, C. A. *et al.* Sistema computacional para captura e avaliação da variabilidade da frequência cardíaca utilizando fotopletismografia. Universidade Federal de Santa Maria, 2020.
- MARTINS, R. M. S. **Desenvolvimento de um sensor de fotopletismografia para monitorização cardíaca para aplicação no pulso**. Tese (Doutorado), 2010.
- MEROLA, V. B.; BARBOSA, D. M. de M. A qualidade de vida no trabalho como fator essencial para a motivação do trabalhador e aumento da produtividade. **Revista Tecnológica da Universidade Santa Úrsula**, v. 3, n. 3, p. 52–69, 2020.
- MEYER, C.; GUIMARÃES, A. C. d. A.; MACHADO, Z.; PARCIAS, S. R. Qualidade de vida e estresse ocupacional em estudantes de medicina. **Revista brasileira de educação médica**, SciELO Brasil, v. 36, p. 489–498, 2012.
- MOHRMAN, D. E.; HELLER, L. J. **Fisiologia Cardiovascular (Lange)**. [S.l.]: AMGH Editora, 2008.
- MOLINA, O. F. Estresse no cotidiano. **São Paulo: Pancast**, v. 1, n. 9, p. 9, 1996.
- MONK, S. **Programação com Arduino: Começando com sketches**. Porto Alegre: Bookman, 2013.
- MORIDANI, M.; MAHABADI, Z.; JAVADI, N. Heart rate variability features for different stress classification. **Bratislavske Lekarske Listy**, v. 121, n. 9, p. 619–627, 2020.
- MUNIZ, X. C.; DUARTE, J. G.; NASCIMENTO, R. D. Aspectos morfológicos do sistema nervoso somático. **Revista Conexão Ciência**, 2020.
- MURTA, S. G.; TRÓCCOLI, B. T. Avaliação de intervenção em estresse ocupacional. **Psicologia: teoria e pesquisa**, SciELO Brasil, v. 20, n. 1, p. 39–47, 2004.
- NASCIMENTO, M. R. do; BULGACOV, S. Mudança organizacional e estresse ocupacional. 1999.
- OLIVEIRA, E. C. de; FARIAS, M. P.; BARBOSA, V. O.; GUEDES, D. L.; SILVA, O. F. A utilização da placa de prototipagem arduino como ferramenta de incentivo e aprimoramento da formação do engenheiro em programação aplicada. **Anais dos Encontros Nacionais de Engenharia e Desenvolvimento Social-ISSN 2594-7060**, v. 11, n. 1, 2014.
- OLIVEIRA, S. F. **Uso de esetrogramas para o estudo do Sistema Nervoso Autônomo**. Tese (Doutorado), 2019.
- OSHIRO, D. Sistema para estimação do nível de saturação parcial de oxigênio no sangue (spo2) e frequência cardíaca.[trabalho de conclusão de curso]. **Universidade Estadual de Londrina: Londrina-PR**, 2011.

PASCHOAL, M.; VOLANTI, V.; PIRES, C.; FERNANDES, F. Variabilidade da frequência cardíaca em diferentes faixas etárias. **Brazilian journal of physical therapy**, SciELO Brasil, v. 10, p. 413–419, 2006.

PEDROSA, R. T. **Integrando assistente pessoal Alexa e aplicativo de celular BLYNK para o controle do ESP8266 NODEMCU em aplicações de automação em geral**. Dissertação (B.S. thesis), 2021.

PINHEIRO, J. Introdução às redes de supervisão e controle. 2006. http://www.projetederedes.com.br/artigos/artigo_redes_de_supervisao_e_controle.php>. Acesso em, v. 20, p. 08–12, 2016.

PINHO, J. T.; GALDINO, M. A. *et al.* Manual de engenharia para sistemas fotovoltaicos. **Rio de Janeiro**, v. 1, p. 47–499, 2014.

PRYOR, J. E. **Feasibility of Physiological Monitoring Embedded in Smart Stuff**. [S.l.]: The University of Alabama in Huntsville, 2017.

RAMADHAN, Y. Application of a heart attack detector with a pulse sensor sen-11574 and an android-based temperature sensor. Borneo Tarakan University, 2021.

ROLIM, W. J. R. **Desenvolvimento de um sistema de monitoramento dos fatores temperatura, umidade, amônia e luminosidade da sala de criação do biotério do IPEN**. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2020.

SÁ, G. C. B. Desenvolvimento front-end: módulo aluno do software educacional loop academic. Universidade Federal Rural do Semi-Árido, 2019.

SANCHES, R. G.; SILVA, M. S. D.; SANTOS, B. C. dos; PEREIRA, D. N. B. Proposta de pluviômetro de baixo custo utilizando a plataforma de prototipagem arduino. **Os desafios da geografia física na fronteira do conhecimento**, v. 1, p. 2024–2035, 2017.

SANTOS, L. G. d. L. *et al.* Protótipo de medição de intensidade de radiação solar para fins de tratamento dos recursos hídricos utilizando o método sodis. Universidade Federal Rural do Semi-Árido, 2020.

SANTOS, R. J. dos; SANTOS, F. L. dos; AMARAL, J. L. M. do; EVANGELISTA, G. A.; JÚNIOR, N. J. F. Estudo de sistema de controle automático para aquário utilizando uma plataforma de prototipagem eletrônica open source. **Revista Ibero-Americana de Humanidades, Ciências e Educação**, v. 8, n. 4, p. 569–586, 2022.

SCAVONE, I. I.; BUTINHÃO, M. R.; BORGES, J. F. A.; SILVA, D. M. Aplicação voltada para o apoio ao rpg de mesa com o uso de gamificação e a diversão contra a pandemia da covid-19. **South American Development Society Journal**, v. 8, n. 23, p. 82, 2022.

SILVA, A. P. da. **Ergonomia-Interpretando a NR-17: Manual Técnico e Prático para a Interpretação da Norma Regulamentadora 17**. [S.l.]: LTr Editora, 2019. v. 3.

SILVA, J. K.; TIOSSO, F. Revisão bibliográfica sobre conceito de progressive web applications (pwa). **Revista Interface Tecnológica**, v. 17, n. 1, p. 53–64, 2020.

SILVA, R. C. G. d. Identificação do nível de estresse da atividade de mergulho profundo, a partir da percepção do mergulhador. Escola Politécnica, 2018.

- SILVA, V. M.; BARBOSA, R. d. M.; ADAMATTI, D. F. Princípios de usabilidade e a importância do usuário no projeto de interfaces. **sistema**, v. 15, p. 18, 2016.
- SOUZA, P. H. d. B. Método para estimação da frequência cardíaca e variabilidade cardíaca com base em fotopleletismografia por vídeo. 2019.
- SOUZA, T. M. d. *et al.* Sistema de aquisição de dados utilizando o módulo esp8266 nodemcu. Universidade Estadual Paulista (UNESP), 2017.
- TEIXEIRA, D. A. Fisiologia humana. **Núcleo de Investigação Científica e Extensão. Minas Gerais**, p. 36–43, 2021.
- TOMAZINI, M.; LOPES, L. F. B. Web design responsivo-bootstrap. 2015.
- UMETANI, K.; SINGER, D. H.; MCCRATY, R.; ATKINSON, M. Twenty-four hour time domain heart rate variability and heart rate: relations to age and gender over nine decades. **Journal of the American College of Cardiology**, American College of Cardiology Foundation Washington, DC, v. 31, n. 3, p. 593–601, 1998.
- VANZELLA, L. M.; BERNARDO, A. F. B.; CARVALHO, T. D. d.; VANDERLEI, F. M.; SILVA, A. K. F. d.; VANDERLEI, L. C. M. Complexidade do sistema nervoso autônomo em indivíduos com dpoc. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, SciELO Brasil, v. 44, p. 24–30, 2018.
- VOLOVICZ, T. H. Atendimento pré-hospitalar pelo corpo de bombeiros do estado do paraná e a relação da atividade para o desenvolvimento do estresse ocupacional: doi. org/10.29327/217514.7. 1-9. **Revista Ibero-Americana de Humanidades, Ciências e Educação**, v. 7, n. 1, p. 12–12, 2021.
- VOSS, A.; SCHROEDER, R.; HEITMANN, A.; PETERS, A.; PERZ, S. Short-term heart rate variability—influence of gender and age in healthy subjects. **PloS one**, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 10, n. 3, p. e0118308, 2015.

APÊNDICES

APÊNDICE A – Link para o Repositório do GitHub com os Códigos Fontes das Placas
Microcontroladas

<https://github.com/LaerteBM/TCC-Webpage>

APÊNDICE B – Link para o Repositório do GitHub com os Códigos Fontes das Placas Microcontroladas

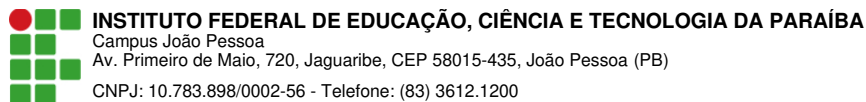
<https://github.com/LaerteBM/TCC-monitoramento-estresse>

ANEXOS

ANEXO A – Faixa de Intervalos normais dos índices da VFC, calculado para um limite de confiança de 95%

Age (yr)	95% Confidence Limits					
	SDNN (ms)	SDANN (ms)	SDNN Index (ms)	rMSSD (ms)	pNN50 (%)	HR (beats/min)
10	101-279	85-261	48-113	25-103	4-137	57-105
20	93-257	79-241	42-107	21-87	3-97	56-104
30	86-237	73-223	36-100	18-74	2-68	55-103
40	79-219	67-206	30-94	15-63	1-48	54-102
50	73-202	63-190	24-88	13-53	1-34	53-100
60	68-186	58-176	18-82	11-45	1-24	52-99
70	62-172	53-163	11-77	9-38	1-17	51-98
80	57-159	49-151	5-70	8-32	0-12	49-97
90	53-147	45-140	0-58	7-28	0-9	48-96

FONTE: Umetani *et al.*, 1998



Documento Digitalizado Ostensivo (Público)

TCC Assinado + Ficha Catalográfica

Assunto: TCC Assinado + Ficha Catalográfica
Assinado por: Laerte Medeiros
Tipo do Documento: Dissertação
Situação: Finalizado
Nível de Acesso: Ostensivo (Público)
Tipo do Conferência: Cópia Simples

Documento assinado eletronicamente por:

- Laerte Bernardo de Medeiros, ALUNO (20171610022) DE BACHARELADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA - JOÃO PESSOA, em 05/05/2023 15:41:29.

Este documento foi armazenado no SUAP em 05/05/2023. Para comprovar sua integridade, faça a leitura do QRCode ao lado ou acesse <https://suap.ifpb.edu.br/verificar-documento-externo/> e forneça os dados abaixo:

Código Verificador: 823523
Código de Autenticação: 79f9550807

