

MATHEUS FELIPE GONÇALVES COELHO

**VIABILIDADE DO USO DE UM SISTEMA
INTERATIVO DESENVOLVIDO PARA ALIVIAR
ESTRESSE E MELHORAR DESEMPENHO**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
2017

MATHEUS FELIPE GONÇALVES COELHO

**VIABILIDADE DO USO DE UM SISTEMA INTERATIVO
DESENVOLVIDO PARA ALIVIAR ESTRESSE E MELHORAR
DESEMPENHO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de **MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

Área de Concentração: Sistemas computacionais aplicados à saúde.

Orientador: Prof. Adriano Alves Pereira
Coorientador: Prof. Adriano de Oliveira Andrade

UBERLÂNDIA-MG
2017

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

C672v
2017

Coelho, Matheus Felipe Gonçalves, 1991-

Viabilidade do uso de um sistema interativo desenvolvido para
aliviar estresse e melhorar desempenho / Matheus Felipe Gonçalves
Coelho. - 2017.

68 f. : il.

Orientador: Adriano Alves Pereira.

Coorientador: Adriano de Oliveira Andrade.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.di.2018.83>

Inclui bibliografia.

1. Engenharia biomédica - Teses. 2. Biofeedback - Treinamento -
Teses. 3. Cardiotocografia - Teses. 4. Sistemas de controle biológico -
Teses. I. Pereira, Adriano Alves. II. Andrade, Adriano de Oliveira. III.
Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Biomédica. IV. Título.

CDU: 62:61

AGRADECIMENTOS

À DEUS e à espiritualidade que se fizeram e fazem presente em todos os momentos da minha vida.

À minha família. Em especial aos meus pais, Marcos Antônio da Silva Coelho e Valéria Aparecida de Faria Coelho, os quais sempre estiveram do meu lado, me dão a honra de desfrutar do seu intenso amor e são a razão pela qual busco ser uma pessoa melhor. A minha irmã Marcella Gonçalves Coelho que me incentiva e me dá exemplos sobre a importância de me manter nos estudos e é quem eu me baseio para continuar estudando.

Aos meus amigos que sempre me dão muita alegria e suporte, dentre eles: Bruno Valentino, Bruno Pires, Matheus César Bento Arantes, Túlio Ferreira Valeri, Artur Moreira, Otávio Cardoso, Lígia Reis Nóbrega.

À minha parceira Gabriela Bevilacqua pelo carinho, atenção, apoio e amizade incondicional que me fortalece em todos os desafios da minha vida.

À Agência Nacional de Energia Elétrica (ANEEL) e a Companhia Energética de Minas Gerais (CEMIG) por tornar possível a realização deste trabalho por meio do projeto P&D GT 462 e por permitir que seus funcionários fossem voluntários para efetuar testes com o nosso dispositivo.

À Universidade Federal de Uberlândia (UFU), à Faculdade de Engenharia Elétrica (FEELT), ao curso de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, ao Núcleo de Inovação e Avaliação Tecnológica em Saúde (NIATS) – UFU, pelo apoio e a disponibilização de recursos materiais para a realização dos experimentos.

À Fernanda de Paula Silva, mestrandona FEELT, pelo apoio na realização dos experimentos e pelo conhecimento passado sempre com boa vontade e disposição.

À Thaila Ferreira Zaruz, pelo apoio no desenvolvimento deste protótipo e por me auxiliar, sempre com disposição e incentivo.

Ao co-orientador Adriano de Oliveira Andrade, pela atenção e cuidado durante toda a realização deste trabalho. Agradeço por sempre depositar em mim confiança na realização de nossos trabalhos.

Ao meu professor e orientador Prof Dr Adriano Alves Pereira pela atenção e pelos ensinamentos não só acadêmicos como de vida. Agradeço por me apresentar um trabalho de orientação pautado no profissionalismo, ética, competência e o principal: respeito. Por fim, agradeço por me acolher para a realização deste mestrado. O levarei eternamente junto a mim como um exemplo de ser humano com as mais belas e escassas virtudes.



Universidade Federal
de Uberlândia

www.ufu.br



Programa de Pós-
graduação em
Engenharia Biomédica

www.ppgeb.feeit.ufu.br



Núcleo de Inovação e
Avaliação Tecnológica
em Saúde

www.niats.feeit.ufu.br



Companhia
Energética de Minas
Gerais

www.cemig.com.br



Agência Nacional de
Energia Elétrica

www.aneel.gov.br

COELHO, M. F. G. **Viabilidade do uso de um sistema interativo desenvolvido para aliviar estresse e melhorar desempenho.** 2017. 68 f. : il. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

Resumo

Este trabalho possui com objetivo, avaliar a viabilidade do uso de um sistema interativo de *biofeedback* desenvolvido para funcionar como ferramenta terapêutica a fim de aliviar estresse e melhorar desempenho por meio de uma intervenção cardiovascular. Ao utilizar o dispositivo o usuário aprende a sincronizar a Arritmia Sinusal Respiratória com o padrão de ritmo cardíaco. Tem-se uma maior variabilidade de ritmo cardíaco quando sob relaxamento e respirando num padrão regular e lento. Terapias são recomendadas para aliviar estresse, mas por possuirmos uma rotina de trabalho intensa não há tempo para realizar diariamente uma terapia com um profissional da psicologia. Por isso, um sistema que pode ser utilizado no trabalho ou até mesmo em casa, se torna uma ferramenta efetiva para aprender a controlar a respiração e consequentemente os batimentos cardíacos. Por meio de um método interativo o usuário aprende a relaxar controlando a respiração e após algum tempo fica independente do dispositivo desenvolvido para aliviar estresse, melhorando assim, seu desempenho no trabalho e qualidade de vida. Neste trabalho foi desenvolvido um sistema composto por um hardware e software. Sendo o hardware constituído por um circuito eletrônico desenvolvido para se conectar a um Arduino UNO e ambos estão diretamente conectados a um sensor de frequência cardíaca e um de impedância da pele. O código de comando foi desenvolvido na plataforma básica do Arduino. Foram realizados testes com 20 voluntários de um setor constituído por 36 funcionários. Os resultados dos testes realizados com funcionários da CEMIG, para avaliação da viabilidade do sistema desenvolvido, descrevem uma redução da frequência cardíaca após utilizarem o sistema de *biofeedback*, o que indica uma redução do estresse.

Palavras-chave: *biofeedback*, treinamento de *biofeedback*, frequência cardíaca, estresse.

COELHO, M. F.G. **Availability of using an interactive system designed to relieve stress and improve performance.** 2017. 68 f. : il. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

Abstract

The goal of this work is to evaluate the feasibility of using a developed interactive biofeedback system functioning as a therapeutic tool to relieve stress and improve performance through a cardiovascular intervention. When using the device, the user learns to synchronize Respiratory Sinus Arrhythmia with the heart rate pattern. When there is greater variability of heart rate, there is a greater balance between the influence of the sympathetic and parasympathetic nervous system on the heart. Generally, there is a greater variability of heart rate under relaxation and breathing in a regular and slow pattern. Stress is one of the factors that most affects employee income. Therapies are recommended to relieve stress, but due to having an intense work routine, there is no time to conduct daily therapy with a psychology professional. Therefore, a system that can be used at work or even at home, becomes an effective tool to learn how to control breathing and consequently heart rate. Through an interactive method, the user learns to relax by controlling the breath and after some time, the user becomes independent of the device thus improving his work performance and quality of life. In this work a system composed of hardware and software was developed. Being the hardware consists of an electronic circuit designed to connect to an Arduino UNO and both are connected to a heart rate sensor and a skin impediment. The command code was developed on the Arduino environment. Tests were conducted with 20 volunteers from a sector of 36 employees. The results of the tests performed with the CEMIG employees, to evaluate the viability of the developed system, describe a reduction in heart rate which means a reduction in stress levels.

Keywords: biofeedback, biofeedback training, heart rate, stress.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Distribuição do biofeedback	20
Figura 2 - Operações básicas dos sistemas de biofeedback	21
Figura 3 - Dispositivo StressEraser.....	27
Figura 4 - Dispositivo emWave	27
Figura 5 - Dispositivo StressEraser Pro	28
Figura 6 - Sensor de frequência cardíaca.	34
Figura 7 - Pulse Sensor revestido com termo retrátil.	35
Figura 8 - Pulse sensor posicionado no dedo indicador da mão esquerda.....	36
Figura 9 - Eletrodos do sensor de impedância da pele.	37
Figura 10 - Eletrodos do sensor de impedância da pele.	38
Figura 11 - Arquitetura do Hardware.....	39
Figura 12 - Divisor de tensão.	40
Figura 13 - Ponte de Wheatstone.	41
Figura 14 - Amplificador Buffer.....	42
Figura 15 - Amplificador diferencial.....	43
Figura 16 - Amplificador de instrumentação.....	43
Figura 17 - Dispositivo desenvolvido.....	44
Figura 18 - Dispositivo em modo de espera.....	45
Figura 19 - Dispositivo em modo calibração.	46
Figura 20 - Dispositivo no modo de coleta.	47
Figura 21 - Dispositivo desenvolvido.....	51
Figura 22 - Variação da impedância da pele.....	52
Figura 23 - Botão a ser pressionado.	53
Figura 24 - Histograma das reamostragens antes da aplicação do Biofeedback....	58
Figura 25 - histograma das reamostragens após a aplicação do Biofeedback.	59
Figura 26 - Gráfico de violinplot (Antes e depois do uso de biofeedback).....	59

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Variação da frequência cardíaca por faixa etária.....	22
Tabela 2- Turnos de trabalho	54
Tabela 3 - Valores coletados dos voluntários.....	55
Tabela 4 - Frequência cardíaca com a presença de outliers.....	56
Tabela 5 - Frequência cardíaca sem a presença de outliers.....	57

LISTA DE SÍMBOLOS

ANEEL	Agência Nacional de Energia Elétrica
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ASR	Arritmia Sinusal Respiratória
AVC	Acidente Vascular Cerebral
BPM	Batimentos por Minuto
CAAE	Certificado de Apresentação para Apreciação Ética
CEMIG	Empresa do Grupos do Segmento de Energia Elétrica
C_v	Coeficiente de Variação
ECG	Eletrocardiograma
EDG	Eletrodermógrafo
EEG	Eletroencefalografia
EMG	Eletromiografia
FC	Frequência Cardíaca
FEELT	Faculdade de Engenharia Elétrica
GSR	<i>Galvanic Skin Response</i>
I2C	Protocolo de Comunicação Entre Dispositivos
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
LCD	<i>Liquid Crystal Display</i> - Painel para exibir informações via eletrônica
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
NIATS	Núcleo de Inovação e Avaliação Tecnológica em Saúde
PPG	Fotopletismografia
RED	Reação Eletrodérmica
R-R	Intervalo entre os picos R de um ECG
RSA	Respiratory Sinus Arrhythmia
SKETCH	Código que é carregado e executado em uma placa Arduino
SNA	Sistema Nervoso Autônomo
SNP	Sistema Nervoso Parassimpático
SNS	Sistema Nervoso Simpático
TDAH	Transtorno do Déficit de Atenção com Hiperatividade

TEA	Transtorno do Espectro Autista
UFU	Universidade Federal de Uberlândia
USB	<i>Universal Serial Bus - Um tipo de conexão</i>
V	Tensão
V_{IN}	Tensão de Entrada
V_{OUT}	Tensão de Saída

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	7
LISTA DE TABELAS	8
LISTA DE SÍMBOLOS	9
SUMÁRIO.....	11
CAPÍTULO I	13
INTRODUÇÃO	13
1.1 Objetivos.....	16
1.1.1 Objetivo Geral.....	16
1.1.2 Objetivos Específico	16
1.2 Motivações	16
1.3 Estrutura da dissertação	17
CAPÍTULO II.....	18
FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	18
2.1 Biofeedback	18
2.2 Tipos de biofeedback	22
2.3 Utilidades para biofeedback.....	24
2.4 Equipamentos que utilizam biofeedback.....	26
2.5 Influência da respiração na variabilidade da frequência cardíaca	29
2.6 Reamostragem.....	30
2.7 Método Bootstrap.....	30
CAPÍTULO III.....	32
MATERIAIS E MÉTODOS.....	32
3.1 Coleta de dados e grupos de pesquisa.....	33
3.2 Escolha dos sensores	33
3.5 Processamento de sinal e remoção de valores anormais.....	48
CAPÍTULO IV	50
RESULTADOS E DISCUSSÕES	50
4.1 Sistema finalizado e testado	50
4.2 Atribuições do sistema	52
4.3 Protocolo de utilização	54

4.4. Resultados obtidos da realização dos testes com os voluntários	54
CAPÍTULO V	61
CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS	61
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	63

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Eventos estressantes do cotidiano, além de gerar consequências físicas e problemas de saúde, provocam queda no rendimento de trabalhadores. Para aliviar estresse e melhorar desempenho, técnicas terapêuticas são utilizadas. A fim de melhorar a execução dessas técnicas para autorregulação dos processos corporais, sistemas de *biofeedback* vêm sendo implementados. Por meio do *biofeedback* pode-se observar processos fisiológicos em tempo real, tais como frequência cardíaca (FC) e resposta galvânica da pele (GSR). Técnicas de *biofeedback* por meio do controle da respiração, permitem que os usuários aprendam a autorregularem os processos corporais (CUTSHALL et al., 2011). Estudos afirmam que o controle consciente da respiração pode fornecer um grande autoconhecimento dos próprios ritmos corporais (BROWN et al., 1993) (ECKBERG, 2003). Por meio deste autoconhecimento é possível melhorar a qualidade de vida e reduzir o estresse (HENRIQUES et al., 2011). Para isto, se faz necessário o autocontrole da respiração, que consequentemente propicia uma redução da frequência cardíaca (BAPTISTA et al, 2002).

Os benefícios dessas intervenções levaram à proposta do desenvolvimento de um dispositivo com uma usabilidade simples e que coletasse sinais relacionados ao estresse. De acordo com os sintomas mais comuns da doença, foram selecionados os sinais de frequência cardíaca (VANDERLEI, 2009) e impedância da pele (FRAGA, 2009) para serem avaliados e por meio de *biofeedback* incentivar o usuário a realizar o controle consciente da respiração. Entre as intervenções de *biofeedback* podemos destacar o da variabilidade de frequência cardíaca (VFC), por ser um dos mais confiáveis para medição de parâmetros relacionados ao sistema nervoso autônomo (PAUL et al, 2012) (Gevirtz, 2016). Frequência cardíaca se refere ao número de

batimentos cardíacos por unidade de tempo, sendo medido como batimentos por minuto (bpm) (VANDERLEI, 2009). A VFC é calculada a partir das séries temporais de ondas “R” fornecidas pelo eletrocardiograma (ECG), que são os antecedentes de sinal de despolarização ventricular ao longo do tempo. A VFC é menor durante inspiração e mais prolongado durante a expiração (PORGES, 1986).

Estudos, sugerem que a variação da frequência cardíaca é um importante indicador para estudos associadas à regulação emocional (THAYER et al., 2012), regulação de distúrbios do humor (GRIPPO; KIM, 2003), personalidade (ODE et al., 2010) e até mesmo para melhorar desempenho de atletas (DZIEMBOWSKA et al., 2016).

O sistema nervoso autônomo se divide em sistema nervoso simpático (SNS) e sistema nervoso parassimpático (SNP) (PORGES, 1986). O termo “autônomo” tem sido usado na literatura mesmo não sendo o mais apropriado, pois nada no corpo humano funciona de forma independente (RASIA-FILHO, 2006). O SNS é responsável por elevar a FC, enquanto o SNP a diminui, dependendo da situação em que o indivíduo se encontra (HOUSSAY, 2003). Uma alta VFC demonstra uma boa adaptação do organismo e mostra mecanismos autonômicos eficientes (PORGES, 1986). Uma baixa VFC está associada a uma menor atividade do nervo vago (HOUSSAY, 2003).

A variação da frequência cardíaca pode ser medida considerando-se o tempo ou as frequências. As medidas relacionadas ao tempo consideram o intervalo em milissegundos entre as batidas do coração, definido como o intervalo entre ondas “R” normais de um eletrocardiograma (PORGES, 1986).

Durante o ciclo respiratório ocorre um fenômeno caracterizado pela flutuação da frequência cardíaca, este é conhecido como arritmia sinusal respiratória (ASR) (LEHRER et al., 2003) . Esse fenômeno cardiorrespiratório é caracterizado pela flutuação da FC pela influência da respiração sobre o fluxo de impulsos simpáticos e vagais para o nodo sinoatrial (BROWN et al., 1993). Quando se tem maior variabilidade do ritmo cardíaco, há um maior equilíbrio entre a influência do sistema nervoso simpático e parassimpático sobre o coração (ECKBERG, 2003). Isto é explicado pelo fato do ritmo cardíaco ser controlado pelo nervo vago, que durante a

inalação tem sua atividade inibida e consequentemente tem-se um aumento da FC e ao exalarmos esse padrão se inverte.

Técnicas de respiração para aliviar estresse podem alterar temporariamente ASR e sincronizar a mesma com a respiração, assim o sistema nervoso parassimpático (SNP) é ativado e as ondulações respiratórias e a taxa cardíaca se sincronizam (BROWN et al., 1993).

Em complemento ao trabalho de intervenção por *biofeedback*, pode-se utilizar a resposta galvânica da pele (GSR - *Galvanic Skin Response*) como indicador emocional. Uma das alterações desencadeadas pelo sistema nervoso simpático (SNS) está relacionada com a atividade eletrodérmica e com o suor. O sistema nervoso autônomo (SNA) influência nas glândulas sudoríparas e na circulação sanguínea (KUDO, 2014). Em momentos estressantes o SNA estimula as glândulas sudoríparas e tem-se uma maior condutibilidade elétrica e ao relaxar o usuário inibe essa produção de suor diminuindo também a condutibilidade elétrica da pele (STRUNK et al., 2009).

A pele humana apresenta uma oposição à passagem de corrente elétrica que pode variar dependendo do grau de abertura de seus poros e de sua umidade (CUTSHALL et al., 2011). Esta propriedade da pele tornou possível a aplicação do *biofeedback* da GSR para tratamento de estresse. Quanto mais os indivíduos estiverem relaxados, mais fechados estarão os seus poros e mais seca estará sua pele, consequentemente uma maior impedância elétrica será medida (PORGES, 1986). Para que seja possível medir a impedância da pele é necessário a utilização de eletrodos, que são sensores utilizados para conectar um circuito elétrico a uma parte não metálica. O eletrodo tem como objetivo proporcionar uma transferência de elétrons entre o circuito e o meio no qual está inserido e para isto, deve ser constituído por um material condutor.

Em suma, o treinamento por meio de *biofeedback* da variabilidade da frequência cardíaca e da resposta galvânica da pele, utilizando-se um sistema interativo e de resposta imediata, oferece um método mais preciso para ajudar os usuários a moderar a atividade simpática elevada além de se tratar de um dispositivo que pode ser facilmente transportado e utilizado em qualquer ambiente.

No contexto descrito, surgiu a proposta deste trabalho que tem como objetivo desenvolver e validar um dispositivo para treinamento por meio de *biofeedback* da variabilidade da frequência cardíaca e da resposta galvânica da pele, utilizando-se um sistema interativo e de resposta imediata. Oferecendo um método terapêutico, não invasivo, simples de ser aplicado e portátil para ajudar os usuários a moderar a atividade simpática elevada em qualquer ambiente, mas principalmente no ambiente de trabalho a fim de aliviar estresse e melhorar desempenho. Este trabalho também avalia os resultados dos testes realizados com o dispositivo desenvolvido.

1.1 Objetivos

1.1.1 *Objetivo Geral*

Desenvolvimento e avaliação de um dispositivo de *biofeedback* da variabilidade da frequência cardíaca e da resposta galvânica da pele, para treinar o controle da atividade simpática aliviando estresse e melhorando desempenho de funcionários de uma empresa.

1.1.2 *Objetivos Específicos*

- Especificar as necessidades de um sistema de *biofeedback*;
- Desenvolver um sistema de *biofeedback*;
- Realizar experimentos para avaliar o comportamento do sistema proposto;
- Analisar os resultados dos testes realizados com os voluntários;
- Discutir a eficácia do sistema desenvolvido e suas limitações.

1.2 Motivações

Dada a omnipresença do estresse e da ansiedade em nossa cultura é importante desenvolver e implementar intervenções que podem ser facilmente utilizadas por um grande número de pessoas e que estas intervenções estejam prontamente disponíveis por um baixo custo e com efeitos colaterais mínimos.

Por se tratar de um método terapêutico eficaz e atrativo para o usuário e sem contraindicações, sistemas que utilizam *biofeedback* estão sendo cada vez mais utilizados para autorregulação dos sinais biológicos a fim de aliviar estresse. O desenvolvimento de um dispositivo portátil que pode ser utilizado em casa ou mesmo em um ambiente de trabalho se faz de grande necessidade, visto que, estresse ocasiona queda de rendimento, falta de atenção entre outras consequências.

1.3 Estrutura da dissertação

Este trabalho constitui-se por mais quatro capítulos organizados da seguinte forma:

Capítulo 2: Este capítulo apresenta a fundamentação teórica sobre *biofeedback*, funcionamento, áreas e técnicas de aplicação. Abrangendo os conceitos e definições gerais, bem como a apresentação dos equipamentos de interesse deste trabalho além de termos importantes para se realizar uma análise estatística dos resultados.

Capítulo 3: Apresenta os materiais e métodos proposto para desenvolvimento do trabalho. Indica também, a forma de construção e testes de verificação do funcionamento do dispositivo desenvolvido.

Capítulo 4: Análise e discussão dos resultados obtidos por meio dos experimentos realizados.

Capítulo 5: Elaboração das conclusões e considerações finais, bem como sugestões para trabalhos futuros.

CAPÍTULO II

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo apresenta os fundamentos teóricos necessários para desenvolvimento do trabalho, são eles: definição de *biofeedback*, tipos, utilização, aparelhos que utilizam *biofeedback*, explicar como a respiração influência na variabilidade da frequência cardíaca e apresentar um aprofundamento do conhecimento de termos estatísticos primordiais para a realização deste trabalho.

2.1 *Biofeedback*

Movimentos como levantar os braços, abrir e fechar as mãos são voluntariamente controlados pelo indivíduo. Outras funções corporais não são controladas voluntariamente pelo indivíduo, como pressão sanguínea, batimentos cardíacos e temperatura da pele, essas são controladas pelo sistema nervoso autônomo (PORGES, 1986). *Biofeedback* é uma técnica para aprender a controlar funções internas normalmente fora do controle consciente (BORNEMANN et al., 2016). Esta técnica ajuda no autocontrole das funções involuntárias, proporcionando ao indivíduo, a capacidade de tomar consciência do que está acontecendo dentro do próprio corpo por meio de instrumentos sensíveis que medem e exibem em tempo real, processos físicos ou mentais, de forma que o indivíduo possa influenciar nessas atividades (JEREMIAH et al, 2010).

A palavra "*biofeedback*" (biorretroalimentação) foi inventada no final da década de 1960 para descrever procedimentos de laboratório, sendo usados

para treinar indivíduos a alterar a atividade do cérebro, pressão arterial, frequência cardíaca e outras funções corporais que normalmente não são controladas voluntariamente (BASMAJIAN, 1979) (GREEN, 2001). Com o *biofeedback*, o indivíduo encontra-se conectado a sensores elétricos que o ajudam a receber informações (*feedback*) sobre seu corpo (bio) (BASMAJIAN, 1979).

O treinamento utilizando *biofeedback* deve atuar diretamente no comando da mente e do corpo por meio de instrumentos que possam medir, ampliar e fornecer dados fisiológicos, principalmente naqueles processos considerados involuntários ou inconscientes, para o usuário monitorado (GRAZZI, 2007). Dentre os dados fisiológicos que podem ser medidos, temos a variabilidade da frequência cardíaca, resposta galvânica de pele, temperatura, eletromiografia, eletroencefalografia (Gevirtz, 2016) entre outros.

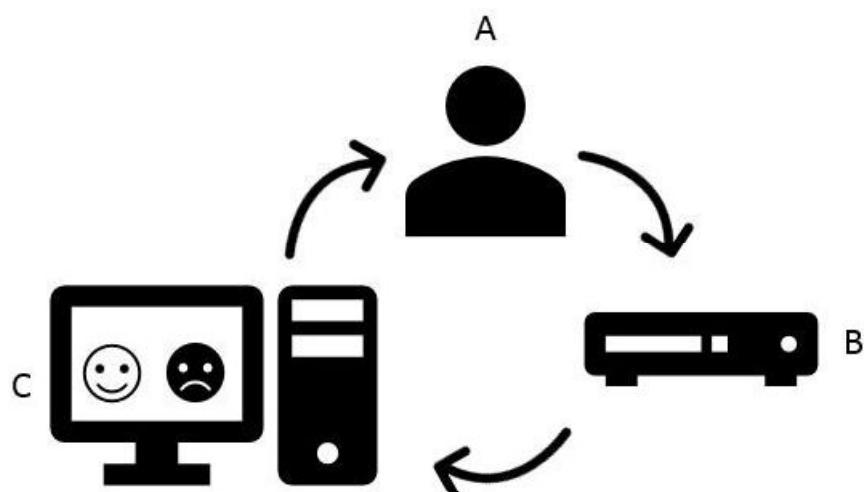
Muitos cientistas esperavam o dia em que o *biofeedback* daria ao ser humano um grande grau de controle sobre seus corpos. Pensaram, por exemplo, que era possível se tornar mais criativos mudando os padrões das ondas cerebrais (BASMAJIAN, 1979). Alguns acreditavam que o *biofeedback* um dia tornaria possível eliminar os tratamentos medicamentosos que muitas vezes causam efeitos colaterais desconfortáveis em pacientes com pressão alta e outras condições graves. Hoje, a maioria dos cientistas concorda que tais grandes esperanças não eram realistas (JEREMIAH et al, 2010). Pesquisas demonstram que o *biofeedback* pode ajudar no tratamento de muitas doenças e condições dolorosas e é possível ter mais controle sobre a chamada função corporal involuntária, mas também mostrou que a natureza limita a extensão desse controle (JEREMIAH et al, 2010).

Durante uma sessão de *biofeedback*, eletrodos são anexados à pele do indivíduo. Esses eletrodos enviam sinais para um monitor, que exibe um som, flash de luz ou imagem que representa seu coração e taxa de respiração, pressão arterial, temperatura da pele, impedância da pele ou atividade muscular. Quando o indivíduo está sob estresse, essas funções se alteram (PORGES,

1986), a frequência cardíaca acelera, os músculos se contraem, pressão arterial aumenta, aumenta a sudorese e a respiração acelera (BOUCSEIN, 1992).

Uma representação básica, para melhor entendimento de um sistema que utiliza *biofeedback* esta ilustrada na Figura 1, onde o (A) usuário se encontra conectado por meio de sensores a um (B) dispositivo de condicionamento e tratamento de sinal e este por sua vez se liga a um (C) monitor que informa ao usuário uma resposta de acordo com seus dados fisiológicos coletados.

Figura 1- Distribuição do biofeedback

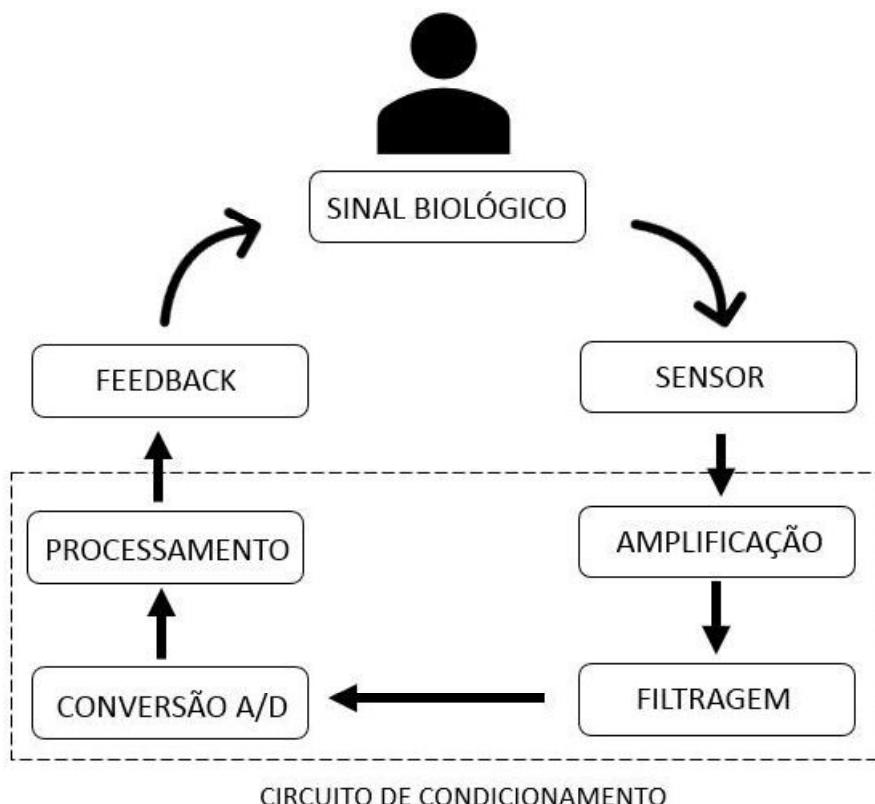


Fonte: autor

Embora possuam suas particularidades, os dispositivos utilizados nessas técnicas, seguem um padrão de operações básicas (GAARDER; MONTGOMERY, 1977). Esse padrão que foi ilustrado pela Figura 2, possui como fase inicial a captação do sinal fisiológico, que pode ser elétrico, químico ou físico (BROWN, 1972). Já captado, o sinal deve ser amplificado e então ser selecionado apenas os valores de interesse eliminando os ruídos e demais interferências que não são desejadas (CARROBLES; GODOY, 1987). Após condicionado e tratado o sinal deve ser devolvido ao usuário por meio de algum *feedback*. Vale enfatizar, que o *feedback* não é necessariamente visual, este

pode ser sonoro, térmico, mecânico, vai depender da sua aplicação e necessidade (GAARDER; MONTGOMERY, 1977).

Figura 2 - Operações básicas dos sistemas de biofeedback



Fonte: autor

Com o uso de um sistema de *biofeedback* é possível visualizar em tempo real por exemplo respostas de estresse em um monitor e, em seguida, obter *feedback* imediato quando se tenta detê-las. Sessões de *biofeedback* normalmente são feitas no consultório de um terapeuta, mas há sistemas computacionais que conectam os sensores de *biofeedback* a computador próprio ou até mesmo dispositivos móveis, para que o tratamento seja feito em casa (LEHRER, 2014).

Tipos de *biofeedback*

Existem métodos diferentes de *biofeedback* e a determinação do método adequado para o paciente, depende dos objetivos do tratamento. Destacam-se os tipos:

- **Frequência cardíaca:** Este tipo de *biofeedback* usa sensores de fotopletismografia que estimam a FC por meio da quantidade de luz infravermelha absorvida ou refletida pelo sangue (AKAY, 2006). Esta absorção de luz varia de acordo com o volume de sangue nos vasos. Este volume está diretamente dependente ao ciclo cardíaco que é composto por duas fases principais: sístole e diástole (AKAY, 2006) (ELGENDI, 2012). Durante a sístole ou fase de contração, o sangue é bombeado dos ventrículos e distribuído para o corpo e então ocorre um aumento de pressão. Já na diástole, ou fase de relaxamento, o sangue flui para as aurículas provocando diminuição da pressão sanguínea (PORGES, 1986). Também podem ser usados sensores colocados no peito, dorso ou pulsos usando um eletrocardiograma para medir a frequência cardíaca e variabilidade da frequência cardíaca (ABTAHI et al., 2015). A Tabela 1 apresenta os valores médios esperados da frequência cardíaca para cada faixa etária, em estado de repouso:

Tabela 1- Variação da frequência cardíaca por faixa etária.

Faixa etária	Frequência cardíaca por minuto
10 a 19	57 – 105
20 a 29	56 – 104
30 a 39	55 – 103
40 a 49	54 – 102
50 a 59	53 – 100
60 a 69	52 – 99
70 a 79	51 – 98
80 a 89	49 – 97
90 a 99	48 – 96

Fonte: Adaptado de UMETANI et al. 1998

- **Glândulas sudoríparas:** Os instrumentos de feedback de reação eletrodérmica (RED) no inglês GSR, mensuram a condutividade da pele dos

dedos e palmas das mãos. O GSR é altamente sensível às emoções em algumas pessoas (HENRIQUES et al., 2011). *Feedback* do GSR tem sido usado no tratamento de sudorese excessiva (hiperidrose) e condições dermatológicas relacionadas, além de relaxamento e treinamento em dessensibilização. Os sensores eletrodermógrafo (EDG) presos em torno dos dedos, palma da mão ou pulso, medem a atividade de suas glândulas sudoríparas e a quantidade de transpiração na pele. Em situações de estresse o sistema nervoso autônomo estimula a produção de suor e consequentemente se tem uma redução da impedância da pele (HENRIQUES et al., 2011).

- **Temperatura:** Os sensores ligados aos dedos ou aos pés medem o fluxo de sangue na pele. A temperatura corporal depende da contração ou relaxamento dos músculos ao redor dos vasos sanguíneos, que são capazes de determinar a quantidade de sangue que chegará até as pontas dos dedos. Quando há contração destes músculos, o fluxo sanguíneo será reduzido nas extremidades e a temperatura diminui (ROSSI, 2005) O fluxo sanguíneo e a temperatura aumentam; e quando esses vasos se contraem (vasoconstrição), o fluxo sanguíneo e a temperatura diminuem. Os vasos nos dedos são particularmente sensíveis ao estresse (ocorrendo vasoconstrição), e ao relaxamento (ocorrendo vasodilatação).
- **Músculo:** Este método utiliza eletrodos de eletromiografia (EMG) a fim monitorar a atividade elétrica da contração muscular (BASMAJIAN, 1978). A fim de proporcionar um relaxamento muscular, alívio de tensão muscular e até mesmo aliviar estresse, diversos exercícios de relaxamento diferentes são utilizados, incluindo relaxamento muscular progressivo onde o usuário é estimulado a pressionar e relaxar alternadamente diferentes grupos musculares. *Feedback* de eletromiografia (EMG) mensura a atividade elétrica dos músculos

esqueléticos, por meio de sensores localizados sobre músculos apropriados.

- **Respiração:** Durante o *biofeedback* respiratório, sensores são posicionados ao redor do abdômen e do tórax para monitoramento da frequência respiratória, amplitude e arquitetura da respiração, utilizado para monitoramento do treino de respiração diafragmática (REVIS, 2010).
- **Onda cerebral:** Técnicas de biofeedback de eletroencefalógrafo (EEG), monitoram a atividade das ondas cerebrais a partir de sensores posicionados no couro cabeludo (SHARP et al., 2011). Este tipo de feedback, também conhecido como *neurofeedback* vem sendo sistematicamente utilizado para o treinamento em casos de transtorno de déficit de atenção e hiperatividade (TDAH), depressão e treinamento de performances cognitivas específicas, tais como: criatividade e meditação (REVIS, 2010) (DIAS, 2010).

2.2 Utilidades para *biofeedback*

Instrumentos de *biofeedback* podem ser utilizados em clínicas de fisioterapia, centros médicos, hospitais e também estão sendo comercializados para uso doméstico (LEHRER et al., 2000) (Gevirtz, 2016) (GRAY, 2017). Estes, são constituídos por sensores que captam sinais biológicos que serão tratados e condicionados por um hardware/software. Após condicionado e tratado, o sinal será devolvido ao usuário por meio um feedback geralmente visual. Por exemplo, gráficos e instruções que ajudam o mesmo, a controlar sua respiração, a fim de aliviar estresse, relaxar seus músculos e outras aplicações (EBBEN, 2009),.

O uso destes instrumentos na área clínica, vem se destacando e (LEHRER et al., 2000) existem diversas patologias suscetíveis ao tratamento por meio de técnicas que utilizem *biofeedback* (GEVIRTZ, 2016) (BROWN et al., 1993), entre elas, podemos destacar:

- Ataques de ansiedade;
- Gerenciamento do estresse;
- Melhora de concentração, níveis de percepção corporal e memória;
- Depressão, dando destaque a depressão pós-parto;
- Distúrbios do sono, como a hipersônia e a insônia;
- Desempenho e aprimoramento da performance esportiva;
- Arritmias cardíacas, o que envolve taquicardia e contrações ventriculares;
- Distúrbios de aprendizagem, como distúrbios do espectro do autismo (TEA), transtorno do déficit de atenção com hiperatividade (TDAH);
- Dores de cabeça do tipo enxaqueca, de origem vascular ou muscular;
- Dores crônicas, principalmente dores musculares;
- Reabilitação de pessoas que sofreram paralisia cerebral, acidente vascular cerebral (AVC) e outros distúrbios neuromusculares;
- Doenças respiratórias, como asma.

Estudos exploraram e confirmam a eficácia de terapias que utilizam *biofeedback* de variabilidade da frequência cardíaca para redução de ansiedade e humor negativo em universitários (HENRIQUES et al., 2011). *Biofeedback* da frequência cardíaca também é amplamente utilizado para aliviar estresse e melhorar rendimento de atletas (DZIEMBOWSKA et al., 2016) (RIJKEN et al., 2016) (GROSS et al., 2016) (Paul et al, 2012). Estudos como o de (KUDO et al., 2014) evidenciam a eficácia da intervenção de *biofeedback* da VFC para redução do estresse psicológico em mulheres no período pós parto precoce evitando assim depressão pós parto. Este estudo afirma também que a redução do estresse está diretamente relacionada a diminuição da ansiedade e da dificuldade em dormir.

Biofeedback da temperatura corporal é usado no tratamento dos distúrbios vasculares específicos, incluindo: enxaqueca, doença de Raynaud, hipertensão essencial, complicações vasculares de outras doenças como a Diabetes. Desta maneira, o feedback de temperatura mostra-se uma ferramenta útil em treinamento de relaxamento (ROSSI, 2005).

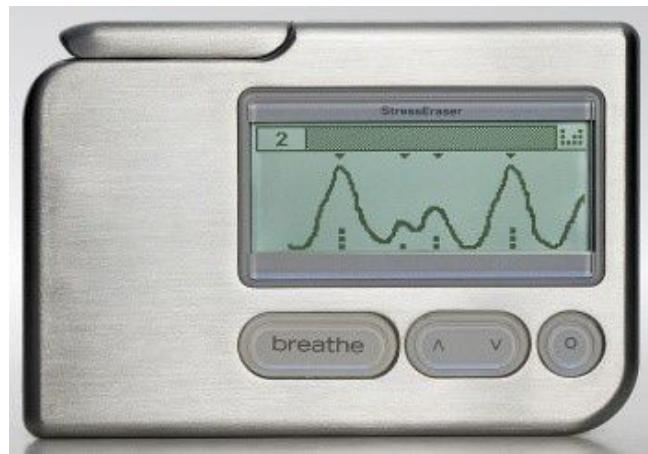
Biofeedback da eletromiografia (EMG) pode ser usado para tratamento de dores crônicas, espasmos musculares, disfunções musculares entre outros (BASMAJIAN, 1978). Este tipo de feedback é usado também para tratamento de: cefaleia; bruxismo e problemas da articulação temporomandibular; dores crônicas; espasmo muscular; paralisia parcial; incontinência urinária; incontinência fecal ou outras disfunções musculares devidas a contusões ou distúrbios congênitos (FRANK et al., 2010). A reabilitação física, através da reeducação neuromuscular, é uma importante aplicação do *feedback* eletromiográfico.

Biofeedback de eletroencefalógrafo (EEG), também conhecido como neurofeedback, é utilizado no tratamento da epilepsia, dores crônicas, transtorno do déficit de atenção, hiperatividade, alcoolismo, dependência química, desordens de sono ou insônia, depressão, transtorno do pânico e outras desordens (FRIEL, 2007) (DZIEMBOWSKA et al., 2016).

2.3 Equipamentos que utilizam *biofeedback*

Dentre os dispositivos disponíveis no mercado, vamos destacar alguns que trabalham com *biofeedback* da variabilidade da frequência cardíaca, pois é o foco deste trabalho. Entre eles, temos o dispositivo portátil *StressEraser* (Figura 3), que é um dispositivo desenvolvido para treinamento de relaxamento e redução de estresse. Este dispositivo utiliza fotoplestismografia medir o intervalo dos batimentos cardíacos e através de uma tela LCD o usuário consegue visualizar as flutuações do ciclo respiratório em tempo real (MUENCH, 2008).

Figura 3 - Dispositivo StressEraser



Fonte: MUENCH, 2008

Outro dispositivo disponível do mercado é o emWave Personal Stress Reliever (Figura 4) que através de LEDs indicam o nível de estresse do usuário e ajuda ao mesmo a aliviar o estresse por meio de *biofeedback*. O dispositivo indica quando inspirar e quando expirar a fim de sincronizar a ASR com a respiração.

Figura 4 - Dispositivo emWave



Fonte: <www.emwave.com/>

StressEraser Pro (Figura 5) é um dispositivo simples para medir variabilidade da frequência cardíaca utilizando um iPhone para visualizar o ritmo cardíaco. O sensor é acoplado ao celular que deve possuir um aplicativo e por meio deste o usuário aprende a controlar a inspiração e expiração para autorregular seu sistema nervoso autônomo (STRESSERASER PRO, 2014).

Figura 5 - Dispositivo StressEraser Pro



Fonte: <www.stresseraserpro.com/>

Vale destacar que o dispositivo desenvolvido possui dentre as vantagens dos apresentados acima, o fato de ser de baixo custo de aquisição e ter como foco, incentivar o usuário a controlar sua respiração, não apresentando assim informações que podem tirar a atenção dos mesmos. Os dispositivos apresentados possuem em sua interface informações que podem tirar o foco do usuário como por exemplo apresentar os BPM durante a terapia, o que pode causar um desconforto ao usuário que vendo seu BPM elevado passa a se preocupar em abaixar o valor do mesmo e esta preocupação pode intervir

negativamente nos resultados. Portanto, o dispositivo desenvolvido possui uma interface que pode ser julgada como simples o que é uma vantagem para esta terapia por meio de *biofeedback*.

2.4 Influência da respiração na variabilidade da frequência cardíaca

A variação natural na frequência cardíaca, conhecida como arritmia sinusal respiratória (ASR), ocorre pela influência da respiração sobre o fluxo de impulsos simpáticos e vagais durante um ciclo respiratório (BERNTSON et al., 1997). ASR pode ser definida como sutis mudanças no intervalo R-R ("R" picos) em um eletrocardiograma (ECG), sendo estes intervalos encurtados durante a inalação e prolongados durante a expiração (LEHRER et al., 2003). O ritmo cardíaco é controlado pelo nervo vago, que tem sua atividade inibida durante o processo de inalação, provocando assim, um aumento na frequência cardíaca, e quando exalamos temos uma diminuição da frequência cardíaca, uma vez que atividade vagal se ativa (PORGES, 1986).

O grau de flutuação da frequência cardíaca também é controlado significativamente por sensores de pressão localizados nas artérias aorta e carótidas, estes são conhecidos como barorreceptores (ECKBERG et al., 1992). Quando a ASR é aumentada por meio de *biofeedback*, tende-se reforçar a atividade natural de *feedback* dos barorreceptores através do padrão respiratório (LEHRER ET AL., 2000). Quando a pressão sanguínea se eleva, os sensores de pressão causam diminuição imediata da FC e quando há uma queda na pressão arterial, os barorreceptores provocam aumento da FC (LEHRER ET AL., 2003).

Através do biofeedback da VFC é possível moderar a atividade simpática elevada reforçando a atividade natural dos barorreceptores através do padrão respiratório. O *biofeedback* da variabilidade da frequência cardíaca visa controlar a respiração de forma que a mesma fique mais lenta (BROWN et al., 1993) (ECKBERG, 2003) (ECKBERG et al., 1985) e que se tenha uma frequência de 0.1 Hz que equivale a seis ciclos respiratórios por minuto. Desta forma é possível

maximizar a amplitude da VFC (LEHRER et al., 2000) (LEHRER et al., 2003), consequentemente moderar a atividade simpática elevada que é associada com estresse, ansiedade e humor disfórico (VASCHILLO, 2006).

2.5 Reamostragem

Técnicas de reamostragem permitem diferentes alternativas para se encontrar desvios padrões e intervalos de confiança através da análise de um conjunto de dados (RIZZO, 2014). Esta técnica estatística é utilizada para trabalhar com pequenas amostras, criando múltiplas amostras da amostra original, para sua execução se faz necessário o uso de computadores para estimar um valor de estatístico para cada amostra. Logo que eles estejam todos calculados, pode-se realizar o teste de normalidade dos valores e até mesmo construir intervalos de confiança e realizar testes de hipóteses.

Existem diversas técnicas de reamostragem que visam estimar parâmetros de uma distribuição de interesse. Uma vantagem em utilizar a técnica de reamostragem Bootstrap é a generalidade com que pode ser aplicada, pois requer que menos suposições sejam feitas e outra vantagem é a de que fornece respostas mais precisas (RIZZO, 2014).

2.6 Método Bootstrap

O método de Bootstrap, é uma técnica de reamostragem utilizada para simular cenários a partir de uma amostra finita e desta forma tentar construir um espaço amostral de interesse. Esta técnica é utilizada a fim de realizar o que seria desejável na prática se fosse possível repetir a experiência (HESTERBERG et al., 2003).

Basicamente, uma vez que não se dispõe de toda a população de amostras, deve-se trabalhar da melhor forma possível com o que se dispõe

(RIZZO, 2014). E esta amostra disponível é chamada de amostra mestre e deve ser coletada de maneira planejada, uma vez que se essa amostra não representar bem a população, a técnica de Bootstrap não proporcionará resultados confiáveis (HESTERBERG et al., 2003).

Para que a aplicação da técnica resulte em valores confiáveis é necessário fazer centenas ou até milhares de reamostras do mesmo tamanho n e para efetuar os cálculos é necessário técnicas computacionais pois não é viável ser realizado de forma manual (HESTERBERG, 2011).

Uma vez geradas as reamostras, deve-se calcular para cada uma delas a estatística desejada. Vale ressaltar, que essa técnica não altera nenhum valor da amostra mestre, trabalhando apenas na análise da combinação dos valores iniciais com a finalidade de se obter as conclusões desejadas (RIZZO, 2014).

CAPÍTULO III

MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo apresenta os métodos utilizados para o desenvolvimento do sistema interativo de treinamento da respiração para aliviar estresse, que foi desenvolvido no laboratório do Núcleo de Inovação e Avaliação Tecnológica em Saúde (NIATS), localizado na Universidade Federal de Uberlândia (UFU).

O sistema é composto por três unidades principais: um hardware e software personalizados para orientar o tempo de respiração, visualização de frequência cardíaca e impedância de pele; uma ferramenta automática para remoção de valores anormais; uma ferramenta responsável pela extração de recursos, organização de dados e armazenamento em uma planilha.

Para explicar o desenvolvimento deste sistema, este capítulo foi dividido em cinco etapas, descritas a seguir: (1) coleta de dados e grupos de pesquisa; (2) escolha dos sensores; (3) desenvolvimento do hardware; (4) trabalhando com o software; e (5) processamento de sinal e remoção de valores anormais. Dessarte, o presente capítulo é estruturado da seguinte forma:

1. Coleta de dados e grupos de pesquisa
2. Escolha dos sensores
3. Desenvolvimento do *hardware*
4. Desenvolvimento do *software*
5. Processamento dos sinais

3.1 Coleta de dados e grupos de pesquisa

Este estudo foi aprovado pelo comitê de ética local (CAAE: 47552515.6.0000.5152) e realizado na Universidade Federal de Uberlândia, Brasil. Uma explicação detalhada sobre o experimento foi dada aos participantes antes da inscrição e todos os indivíduos tiveram seu consentimento por escrito para a participação no estudo.

Foi utilizada uma amostra com 20 voluntários, por conveniência no Centro de Operação da CEMIG. Este setor da CEMIG, possui 36 funcionários e 20 destes foram voluntários. Os voluntários foram orientados sobre o funcionamento do sistema e o uso de treinamento antes da coleta. Após o treinamento, a frequência cardíaca dos voluntários foi coletada antes e depois da sessão de *biofeedback*.

3.2 Escolha dos sensores

Para a idealização do projeto, foram utilizados sensores de batimentos cardíacos e impedância da pele. Esta seção apresenta as características de cada sensor e explica o porquê da sua escolha.

3.2.1 Sensor de frequência cardíaca

A fotopletismografia (PPG) é uma técnica desenvolvida na década de 1930 para monitorar as alterações do volume sanguíneo no tecido vascular (ELGENDI, 2012). O progresso na tecnologia de semicondutores e na optoeletrônica, bem como os avanços no processamento do sinal digital, facilitaram o uso do PPG, que hoje é provavelmente o método mais difundido

utilizado no monitoramento clínico. O seu princípio básico requer uma fonte de luz para iluminar o tecido subcutâneo (tipicamente um diodo emissor de luz) e um fotodetector com características espectrais que correspondem às da fonte de luz (por exemplo, um fotodiodo ou fototransistor). Os sensores PPG atuais usam componentes optoeletrônicos de baixo custo operando no domínio de comprimentos de onda vermelhos e / ou de infravermelhos.

Existem duas configurações básicas usadas em PPG: modo de transmissão, onde o tecido de perfusão (como uma ponta do dedo ou um lóbulo da orelha) é colocado entre a fonte e o detector e o modo de reflexão, onde os dois componentes eletrônicos são colocados lado a lado na pele, por exemplo na testa. Em ambos os casos, o detector registra pequenas variações na luz transmitida ou refletida, respectivamente, causadas por mudanças na microcirculação. No estudo apresentado, foi escolhido um sensor de reflexão.

Com o intuito de verificar a frequência cardíaca do usuário do sistema de forma eficaz, se faz necessário a escolha de um bom transdutor, que seja eficaz na coleta de um sinal limpo e sem ruídos. Considerando as necessidades do projeto, foi escolhido o sensor de frequência cardíaca ‘pulse sensor’ (Figura 6). Este sensor óptico, combina um sensor de frequência cardíaca simples, com amplificação e circuitos de cancelamento de ruído, podendo assim, obter leituras de pulsos confiáveis. Além disso, seu tamanho é reduzido (16 x 2,7mm), possui baixo consumo de energia, cerca de 4mA e sua tensão de operação é de 3~5V.

Figura 6 - Sensor de frequência cardíaca.



Fonte: <www.pulsesensor.com/>

O *pulse sensor* se comunica efetivamente com plataformas diversas como Arduino, Raspberry Pi, Particle, littleBits e outras inúmeras, o que possibilita uma

fácil adaptação do projeto desenvolvido a uma nova plataforma em caso de projetos futuros que exijam melhores processadores e outros recursos. Neste projeto, optou-se pela utilização do Arduino UNO, não apenas pela familiaridade com a plataforma e por se tratar de uma plataforma *open-source* baseado em microprocessadores da Atmel, mas também por considerar o custo benefício e já existir esta plataforma em nosso laboratório.

Para efetuar o condicionamento do sinal captado, foi efetuada a comunicação do sensor com o Arduino Uno utilizando os pinos de alimentação 5V, GROUND e o pino A0 de entrada analógica. A fim de evitar danos ao sensor, como cabos rompidos ou até mesmo que os suores dos usuários oxidassem os componentes eletrônicos, o sensor teve seus cabos revestidos com termo retráteis, como mostra a Figura 7, assim como a parte elétrica do sensor, deixando exposta apenas o LED (*Light Emitting Diode*) e o circuito que elimina ruídos.

Figura 7 - Pulse Sensor revestido com termo retrátil.



Fonte: autor

A fim de efetuar a leitura da frequência cardíaca, o sensor pode ser posicionado no dedo indicador dos usuários ou grampeado no lóbulo da orelha.

Neste projeto, deu-se preferência pela coleta com o sensor fixado no dedo indicador dos usuários por meio de uma presilha confeccionada com velcro. A fixação correta do sensor é de extrema importância para evitar ruídos, porém, o velcro não pode estar muito apertado para não gerar desconforto (Figura 8).

Figura 8 - Pulse sensor posicionado no dedo indicador da mão esquerda.



Fonte: autor

No dispositivo desenvolvido, um LED foi colocado para a sinalização dos batimentos cardíacos do usuário durante a coleta do sinal, permitindo o acompanhamento da frequência cardíaca, uma vez que ele emite uma luz de curta duração a cada batida do coração.

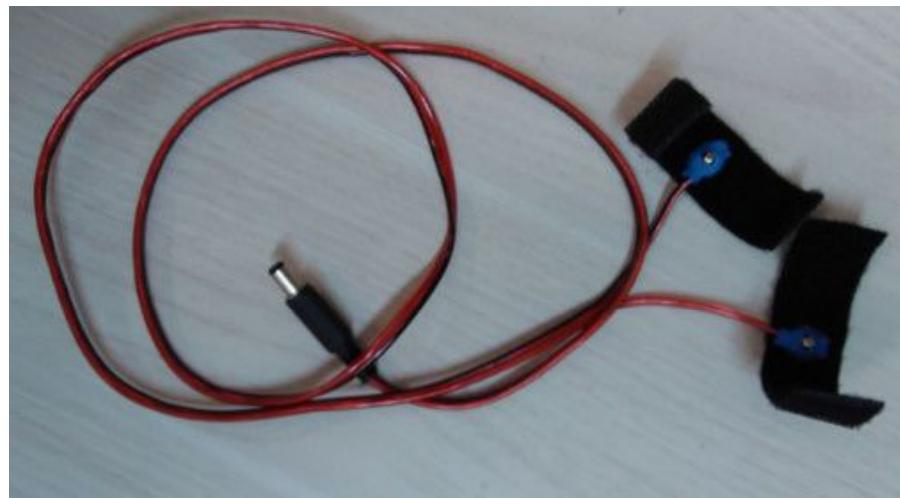
3.2.2 Sensor de impedância da pele

Como visto, a variação da impedância da pele, que é a capacidade da pele de resistir à condução de corrente elétrica, está relacionada ao estado emocional. Em momentos de estresse, os poros se encontram abertos o que acarreta em maior sudorese e consequentemente menor impedância da pele. Ao

se encontrar em um estado de estresse, o organismo reage produzindo suor e quanto maior a quantidade de suor produzida, menor a impedância da pele.

Para realizar a captação do sinal de resposta galvânica da pele (GSR) proveniente de uma pessoa, se faz necessário o uso de sensores. Neste projeto, foram desenvolvidos dois sensores compostos cada um de um colchete de pressão constituídos por velcro como pode ser visto na Figura 9.

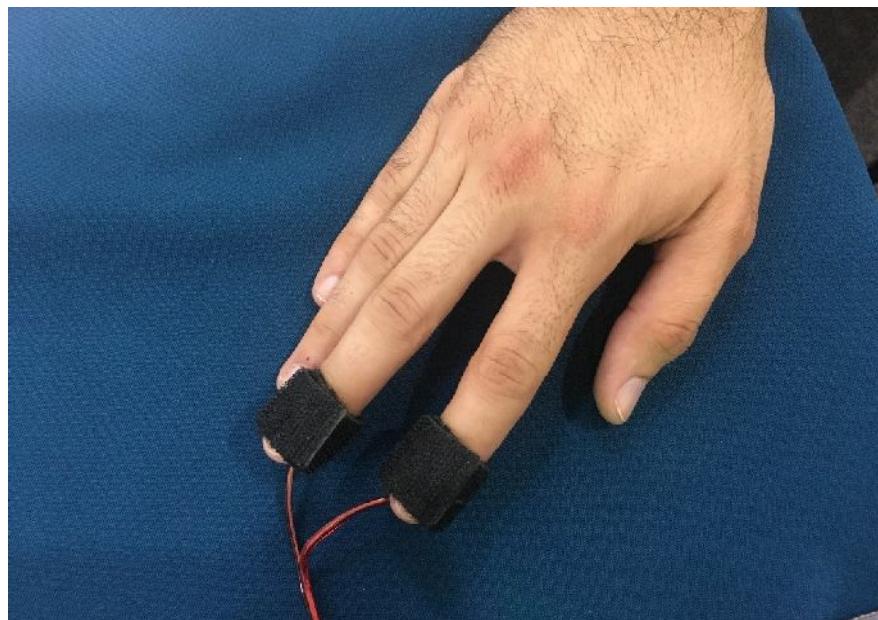
Figura 9 - Eletrodos do sensor de impedância da pele.



Fonte: autor

Estes sensores são conectados ao dispositivo de condicionamento de sinal e, em seguida posicionados nos dedos indicador e médio de uma das mãos, conforme Figura 10. A escolha de posicionar os sensores nas mãos se deve pelo fato das mãos possuírem a maior concentração de glândulas sudoríparas por unidade de área em relação as demais parte do corpo (TAYLOR et al., 2013).

Figura 10 - Eletrodos do sensor de impedância da pele.



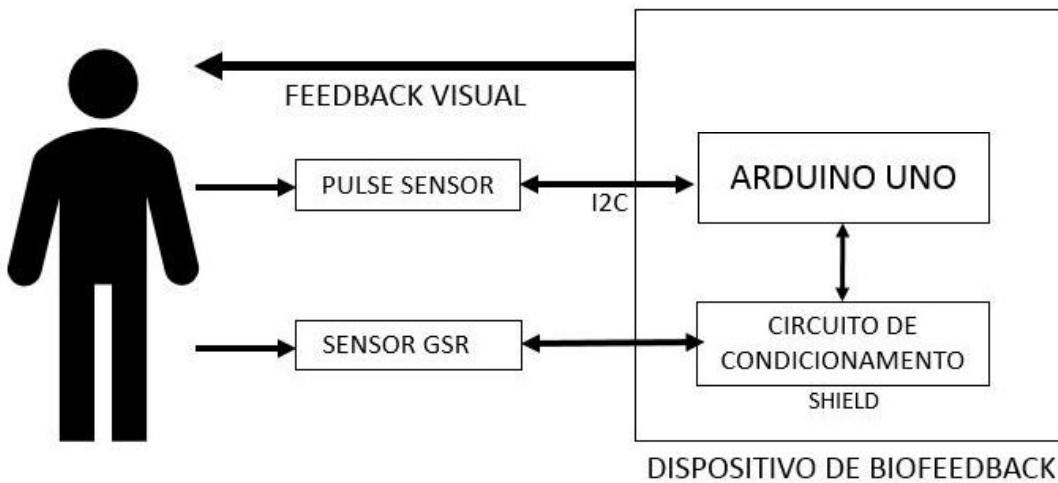
Fonte: autor

O trabalho teve como foco trabalhar com os dados coletados do sensor da FC, mas como complemento ao trabalho utilizamos o sensor de impedância da pele para coletar dados para futuras pesquisas.

3.3 Desenvolvimento do Hardware

O circuito para a aquisição e condicionamento do sinal foi desenvolvido com base em conceitos de divisores de tensão, ponte de Wheatstone e amplificação de sinais. A arquitetura geral do hardware para gerenciamento e visualização de dados é mostrada na Figura 11. Este dispositivo permite a comunicação entre o sensor e o microcontrolador usando o protocolo I2C especificado pela Philips Semiconductors (agora NXP Semiconductors). Este protocolo de comunicação serial é um dos mais práticos, simples e de baixo custo disponíveis no mercado.

Figura 11 - Arquitetura do Hardware.



Fonte: autor

3.3.1 Alimentação do Circuito

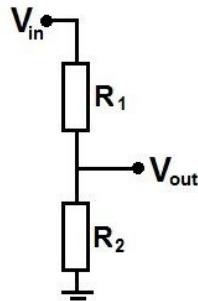
Devido a necessidade de alimentação estável a fim de garantir um bom funcionamento, optou-se por utilizar a saída do Arduino, para alimentar tanto o sensor de pulso como o *shield* de condicionamento do sinal. A tensão máxima fornecida pelo Arduino é de 5V, foi regulada por meio de um divisor de tensão para 0,5V. Além disso, para evitar riscos ao usuário, foi mantido uma corrente abaixo de 1mA.

3.3.2 Divisor de tensão

O princípio de funcionamento de um divisor de tensão é simples, onde uma tensão é aplicada sobre dois resistores ligados em série, como demonstrado na Figura 12. O valor dos resistores é regulado de acordo com as

tensões de entrada e de saída desejadas, neste caso 5 V e 0,5 V respectivamente.

Figura 12 - Divisor de tensão.



Fonte: autor

Pela 2^a Lei de Kirchhoff, que diz que em um circuito fechado o somatório das diferenças de potencial é igual a zero, tem-se a equação 3.1:

$$V_{in} + V_{R1} + V_{R2} = 0 \quad (3.1)$$

E de acordo com a 1^a Lei de Ohm, que diz que a tensão é igual ao produto da resistência pela corrente nela aplicada, tem-se a equação 3.2:

$$V = R \cdot I \quad (3.2)$$

Usando essas duas equações e sabendo que a tensão de saída V_{OUT} é igual à tensão V_{R2} , chega-se à equação 3.3 , mostrada abaixo:

$$V_{OUT} = \frac{R_2 \cdot V_{IN}}{R_1 + R_2} \quad (3.3)$$

Substituindo-se na Equação 3.3 os valores de V_{OUT} e V_{IN} desejados chega-se na relação entre R_2 e R_1 , sendo $R_1 = 9 \cdot R_2$.

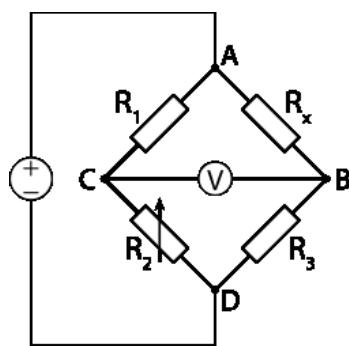
3.3.3 Ponte de Wheatstone

Para determinar o valor da resistência da pele foi utilizada uma ponte de Wheatstone, cujo objetivo é determinar o valor de uma resistência desconhecida.

Dado um circuito como o da Figura 13 e sendo R_X a resistência a ser encontrada, R_2 um potenciômetro e R_1 e R_3 resistores de valores conhecidos temos que a ponte estará em equilíbrio quando o voltímetro, colocado entre os pontos C e B, indicar que não há diferença de potencial entre eles. Para isso, regula-se o potenciômetro até que o voltímetro marque 0 V.

Nessa situação sabemos que a tensão sobre os resistores R_1 e R_X é a mesma que a tensão sobre os resistores R_3 e R_2 .

Figura 13 - Ponte de Wheatstone.



Fonte: autor

No dispositivo, como não será possível regular o potenciômetro para cada medição, foram estabelecidos os valores de R_1 , R_2 e R_3 de forma que a variação

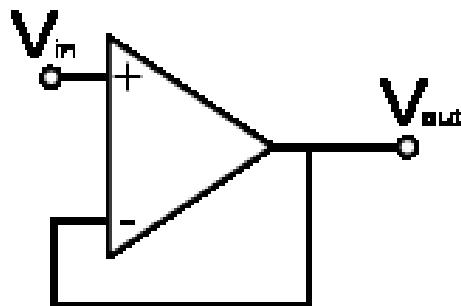
de tensão entre os pontos C e B fosse a maior possível para uma resistência da pele variando entre $1\text{ K}\Omega$ e $100\text{ K}\Omega$.

3.3.4 Amplificação

Devido à baixa amplitude do sinal proveniente da ponte de wheatstone, fez-se necessário o uso de amplificadores para melhor visualização do sinal. Foram utilizados dois amplificadores como buffers (Figura 14) e um como amplificador diferencial (Figura 15). Essa configuração buscou reproduzir a arquitetura interna de um amplificador de instrumentação (Figura 16), que apresenta características importantes se tratando de sinais biológicos de baixa amplitude, tais como alta razão de rejeição de modo comum (rejeição de ruídos externos), alta resistência de entrada e alto ganho de tensão em malha aberta.

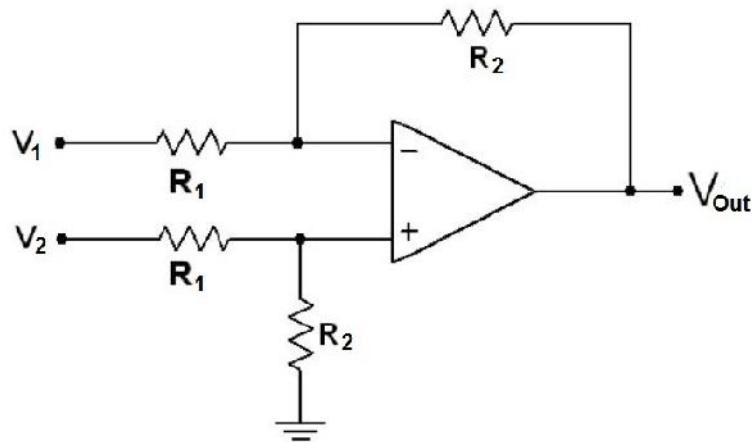
Os resistores de ganho para o amplificador diferencial foram configurados de forma que a tensão de saída não ultrapasse 5 V, já que uma tensão maior que esta danificaria o Arduíno UNO.

Figura 14 - Amplificador Buffer.



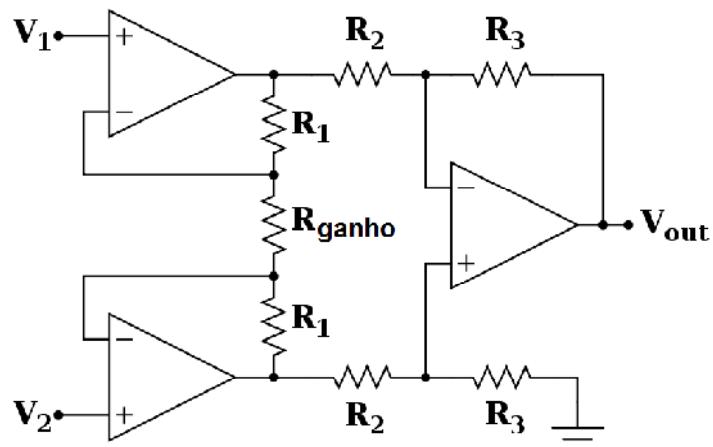
Fonte: autor

Figura 15 - Amplificador diferencial



Fonte: autor.

Figura 16 - Amplificador de instrumentação.



Fonte: autor

Com a esquemática do circuito pronta, foi possível construir um *shield* (circuito impresso que se encaixa no Arduino) para o Arduino UNO de forma que este se encaixasse perfeitamente na plataforma e assim obteve-se um com uma estética melhor. A imagem do equipamento para controle da respiração é mostrada na Figura 17.

Figura 17 - Dispositivo desenvolvido.



Fonte: autor

Os dados dos sensores são digitalizados por um conversor analógico para digital de 16 bits do próprio Arduino UNO que possui também um microcontrolador ATmega 328.

3.4 Software

A linguagem de programação utilizada neste projeto foi a linguagem própria do Arduino que é baseada em C e C++. Utilizando uma IDE (*Integrated Development Environment*) própria do Arduino, foi escrito um *sketch* para realizar o controle do equipamento e a execução de tarefas de forma que o aparelho funcionasse em três modos de operação.

No primeiro, modo de espera indicado pela Figura 18, o aparelho aguarda a decisão do usuário sobre qual ação realizar. Neste modo, pode-se escolher entre os

modos de calibração e de coleta. Para selecionar o modo de calibração, o botão vermelho presente no equipamento deve ser pressionado por dois segundos. Desde então, é realizada a leitura dos parâmetros de pulsação e impedância da pele do usuário por um intervalo de um minuto.

Figura 18 - Dispositivo em modo de espera.



Fonte: autor

Com o modo de calibração selecionado, o dispositivo indica por meio do LCD quando se deve inspirar e expirar. Além do LCD o dispositivo possui seis LEDs que vão ascendendo à medida que se deve inspirar e apagando para quando se deve executar a expiração. Pode-se verificar na Figura 19, que o modo de calibração se encontra selecionado e esta finalizando a expiração para dar início a inspiração, pois possui apenas um LED acesso.

Figura 19 - Dispositivo em modo calibração.



Fonte: autor

Para selecionar o modo coleta, o botão deve ser pressionado rapidamente (por menos que dois segundos). Neste modo, o usuário é orientado a realizar o controle consciente da respiração, por meio de instruções da tela LCD e de LEDs, que indicam o momento de inspirar e expirar. Na Figura 20, pode-se ver LEDs que são acessos consecutivamente e indicam por quanto tempo se deve inspirar.

Figura 20 - Dispositivo no modo de coleta.



Fonte: autor

O voluntário deverá orientar o tempo de respiração de acordo com cinco LEDs que vão se ascendendo durante a inspiração com um tempo pré-definido e, vão se apagando durante a expiração. O tempo programado para o treino da respiração, nas etapas de inspiração e de expiração, são os mesmos. No caso deste trabalho, baseados em dados da literatura, o tempo foi estabelecido em seis segundos para inspiração e seis segundos para expiração, totalizando assim em cinco ciclos de respiração por minuto. Cabe ressaltar que os modos de calibração e coleta podem ser finalizados a qualquer momento, para isto, é necessário apenas pressionar o botão.

Quando o modo de coleta é finalizado, os valores de frequência cardíaca e GSR inicial e final são informados na tela LCD para uma possível comparação e análise do efeito do controle da respiração no organismo. Estes dados, também são armazenados internamente no circuito e podem ser exportados para computador por meio de um cabo USB. Os dados podem então ser analisados e diversos métodos estatísticos podem ser utilizados para comprovar ou não a eficiência do dispositivo e do uso de *biofeedback* para aliviar estresse e consequentemente melhorar desempenho.

Em suma, o ciclo de programação do Arduino pode ser dividido da seguinte maneira:

- Conexão da placa a uma porta USB do computador;
- Desenvolvimento de um *sketch* com comandos para a placa;
- Upload do *sketch* para a placa, utilizando a comunicação USB.
- Execução do *sketch* criado.

3.5 Processamento de sinal e remoção de valores anormais

A frequência cardíaca dos voluntários foi reamostrada por meio do uso de *bootstrap* com 1000 amostras com reposição. A normalidade da frequência cardíaca, antes e depois da utilização do equipamento de *biofeedback* para treinamento da respiração, foi verificada pelo uso do teste de Kolmogorov-Smirnov com um nível significativo de 0,05 ($p < 0,05$). Além disso, o teste de soma de classificação de Wilcoxon foi aplicado ($p < 0,05$) para verificar se as distribuições das variáveis aleatórias são idênticas sem assumir que elas sigam a distribuição normal, no contexto de uma avaliação entre e intragrupo. A análise estatística foi realizada no ambiente estatístico R.

Após uma coleta de frequência cardíaca, foi realizada uma remoção de *outliers* de acordo com limites inferiores e superiores indicados nas equações (3.4) e (3.5). Os valores Q0,25 e Q0,75, representam os quartis de 0,25 e 0,75 respectivamente e foram fixados em 1,5.

$$L_{\text{inferior}} = Q0,25 - w(Q0,75 - Q0,25) \quad (3.4)$$

$$L_{\text{superior}} = Q0,75 + w(Q0,75 - Q0,25) \quad (3.5)$$

O coeficiente de variação (Cv), representado na equação (3.6), é uma medida de dispersão relativa, utilizada para estimar uma precisão de experimentos e representar uma variabilidade a média, não disponível, podendo ser usado para comparar dispersão de dados em sistemas com unidades diferentes.

$$Cv = \frac{\sigma}{\mu} \quad (3.6)$$

Sendo μ a média para os eventos de cada indivíduo e σ correspondente ao padrão. O Cv foi calculado antes e depois da utilização do *biofeedback*, sendo possível estimar o coeficiente de variação médio antes e depois da utilização do *biofeedback*, pela técnica de *bootstrap* com 1000 reamostragens.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Depois de apresentados os aspectos teóricos e os procedimentos utilizados no desenvolvimento deste trabalho, cabe fazer a apresentação e discussão dos resultados obtidos. Para tanto, este capítulo está dividido em quatro itens. No primeiro item é apresentado o sistema final e os resultados dos testes efetuados para validar o sistema. No segundo item são apresentadas as atribuições do sistema, acompanhada de uma pequena explicação do seu funcionamento. No item de número três, é apresentado o protocolo desenvolvido e definido para padronizar os testes realizados com os voluntários. No último item, são apresentados os resultados obtidos e executado o tratamento estatístico para avaliar o equipamento.

4.1. Sistema finalizado e testado

Como foi dito anteriormente, o sensor de pulso foi revestido com termo retráteis para evitar possíveis danos ao sistema e pelo mesmo motivo, o circuito de condicionamento junto com o Arduino, foram fixados dentro de um caixa robusta para garantir a integridade do hardware, como mostra a Figura 21.

Figura 21 - Dispositivo desenvolvido



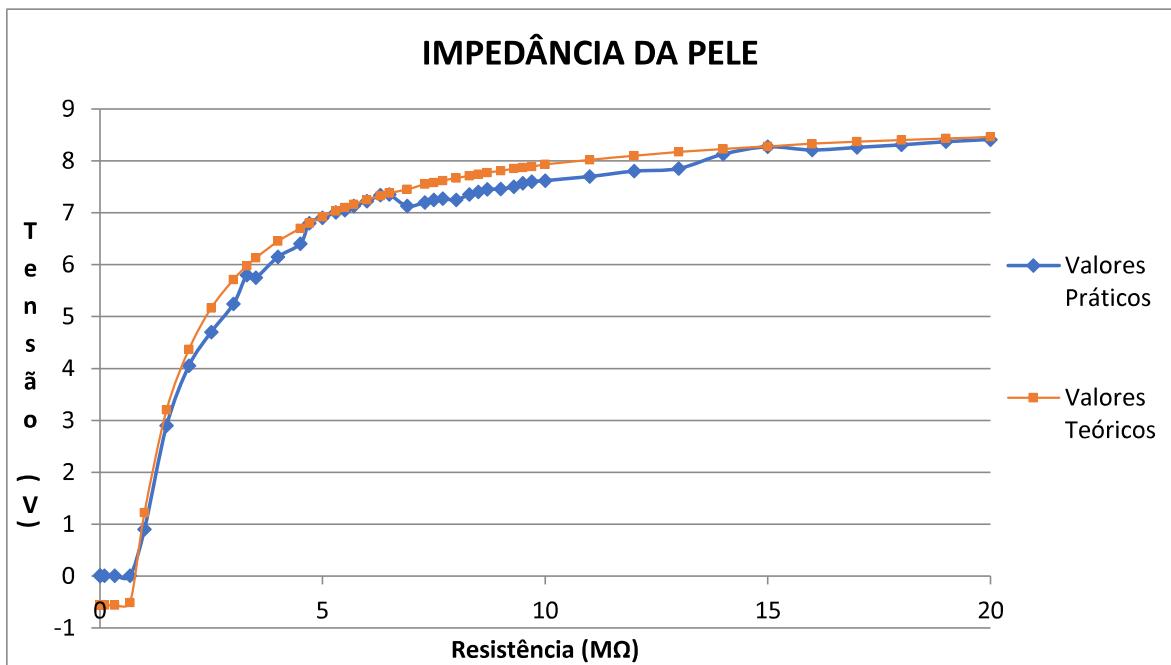
Fonte: autor

Após a finalização do sistema de *biofeedback*, foram realizados alguns testes para verificar seu funcionamento e identificar possíveis erros. Ambos os sensores foram testados, em particular, o sensor de pulso foi posicionado no dedo indicador da mão esquerda do usuário e realizou-se a coleta durante dez minutos e foi verificado que o mesmo estava funcionando corretamente. Este procedimento foi repetido por diversas vezes e nenhum problema foi identificado.

No teste prático do sensor de impedância, foram utilizadas resistências variando de 0ohm a 1Mega Ohm para simular a variação da resistência da pele e assim cobrir toda a faixa de valores que se desejava medir. Os valores coletados, foram comparados com os valores da simulação executada no software Multisim da National Instruments.

Como poder ser verificado na Figura 22, os valores práticos são compatíveis com os valores teóricos, assim, conclui-se que o circuito funciona corretamente e está obtendo os dados corretos. O teste deste sensor GSR foi repetido por algumas vezes, assim como para o sensor de pulso.

Figura 22 - Variação da impedância da pele.



4.2. Atribuições do sistema

Nesta seção são indicadas as atribuições do sistema e explicamos de forma detalhada como utilizar o mesmo. Primeiramente o usuário deve ligar o aparelho e o mesmo se encontrará em estado de espera. Esta função de permanecer em espera foi estipulada por meio do código desenvolvido e aguarda até que o usuário escolha o modo de calibração ou de coleta.

Com o aparelho ligado, o usuário deve posicionar o *pulse sensor* em seu dedo indicador da mão esquerda e os sensores de GSR devem ser posicionados nos dedos indicador e dedo médio da mão direita.

Com o aparelho ligado e sensores posicionados, o próximo passo é o de calibrar os sensores. Para selecionar esta opção de calibração, o usuário deve pressionar por mais de dois segundos o botão indicado pela seta vermelha na Figura 23. O processo de calibração vai ser inicializado e cinco LEDs vão se acender e periodicamente vão se apagar estabelecendo o ritmo da inspiração e expiração.

Além dos LEDs, o LCD do dispositivo apresenta informações de como o usuário deve atuar.

Figura 23 - Botão a ser pressionado



Fonte: autor

É de grande importância que o usuário efetue a calibração não só pela coleta dos valores iniciais, mas também pelo fato de que durante este período o usuário vai se acostumar aos sensores e ao procedimento de coleta de pulsação e de impedância. Este procedimento leva cerca de 1 minuto e caso queira sair do modo de calibração antes do tempo, o usuário precisa apenas pressionar o botão de seleção e então o procedimento será finalizado.

Após calibrado, o sistema se encontra apto para iniciar o procedimento e para dar início a coleta, o usuário deve pressionar o botão de seleção por menos de dois segundos. Com o método de coleta apto, o usuário deve se orientar pelos LEDs que vão ascendendo consecutivamente estipulando o tempo de inspiração e vão se apagando indicando o tempo de expiração. Caso o usuário queira finalizar o procedimento, basta pressionar o botão e o LCD indicará os dados iniciais e finais de batimentos cardíacos e GSR. Os dados iniciais se referem aos dados coletados durante a calibração, enquanto os dados finais se referem aos dados coletados no fim da coleta.

4.3. Protocolo de utilização

Com o sistema pronto para execução dos testes com os voluntários, foi então elaborado um protocolo de utilização a fim de padronizar os testes, então foi estipulado que:

- Fixação do sensor GSR: dedo indicador e dedo médio da mão direita;
- Fixação do sensor de pulso: dedo indicador da mão esquerda;
- Tempo de calibração: 1 minuto;
- Tempo de coleta: 10 minutos.

O tempo de coleta foi previamente definido por código em 10 minutos a fim de manter um padrão para realizar os testes com os voluntários, mas o usuário pode finalizar a coleta quando desejar. A finalização da coleta antes do tempo pré-definido, foi incorporada no sistema apenas para caso fosse necessário interromper o procedimento por motivos de força maior, o que felizmente não ocorreu durante as coletas realizadas. Com o protocolo definido pode-se iniciar as coletas e os resultados são informados adiante.

4.4. Resultados obtidos da realização dos testes com os voluntários

Para efetuar os testes, foram selecionados 20 operadores do centro de operações (COS) da CEMIG, que participaram de forma voluntária. Estes, se dividem em quatro turnos de trabalhos e estes turnos são informados na Tabela 2.

Tabela 2- Turnos de trabalho

Turno	Início	Fim
1	00h	06h
2	06h	12h
3	12h	18h
4	18h	00h

Algumas observações devem ser feitas, entre elas em relação ao voluntário de número 9 que no momento da coleta estava preocupado com o tempo que o experimento tomaria de seu trabalho e o mesmo interrompia o teste questionando se o mesmo estava acabando. Outra informação que vale destacar foi a de que foram realizadas duas coletas com o voluntário de número 12, pois antes de realizar a coleta, o mesmo estava realizando atividades que exigiam muitos movimentos corporais e os valores coletados estavam muito divergentes dos demais voluntários. A última observação a se destacar é a respeito do voluntário de número 15, que informou que pratica *biofeedback* respiratório por meio de um aplicativo de celular há 3 meses.

A Tabela 3 apresenta os valores coletados dos 20 voluntários do Centro de Operação da CEMIG.

Tabela 3 - Valores coletados dos voluntários.

Voluntário	Turno	Horário	Data	BPM inicial	BPM final	GSR inicial	GSR final
1	2	10:34	26/07/17	74	75	1	1
2	3	11:58	26/07/17	85	79	2	0
3	3	12:16	26/07/17	78	77	0	0
3	3	18:17	26/07/17	64	64	1	0
4	3	12:25	26/07/17	69	75	3	2
4	3	18:12	26/07/17	76	78	2	2
5	4	18:26	26/07/17	65	72	0	0
6	4	18:39	26/07/17	73	72	2	2
7	4	18:56	26/07/17	76	73	1	1
8	2	11:01	27/07/17	72	69	1	1
9	2	11:38	27/07/17	96	95	1	0
10	3	12:18	27/07/17	80	75	2	2
11	3	14:13	27/07/17	68	71	2	2
12	3	14:31	27/07/17	117	101	0	0
				84	63	1	0
13	4	18:17	27/07/17	69	67	1	0
14	4	18:24	27/07/17	62	64	1	0
15	4	18:57	27/07/17	62	56	1	1
16	4	19:15	27/07/17	88	83	2	2
17	4	19:29	27/07/17	99	88	2	2
18	4	19:38	27/07/17	77	76	1	1
19	2	08:38	28/07/17	78	77	2	2
20	2	09:15	28/07/17	79	81	2	2

BPM – Batimentos Por Minuto

GSR – Galvanic Skin Response

Por se tratar de um ambiente de trabalho, não foi possível repetir os testes a fim de obter dados ponderados, pois a presença dos pesquisadores no ambiente de trabalho dos voluntários não poderia atrapalhar os mesmos em sua rotina.

Como já era esperado, os dados da variação da impedância da pele durante uma coleta de 10 minutos não foram suficientes para uma boa análise, pelo fato de sua variação demandar um tempo maior. Portanto, manteve-se o foco do trabalho e avaliar apenas os dados das frequências cardíacas coletadas.

Tabela 4 - Frequência cardíaca com a presença de outliers

Antes	Depois
74	75
85	79
78	77
64	64
69	75
76	78
65	72
73	72
76	73
72	69
96	95
80	75
68	71
117	101
84	63
69	67
62	64
62	56
88	83
99	88
77	76
78	77
79	81

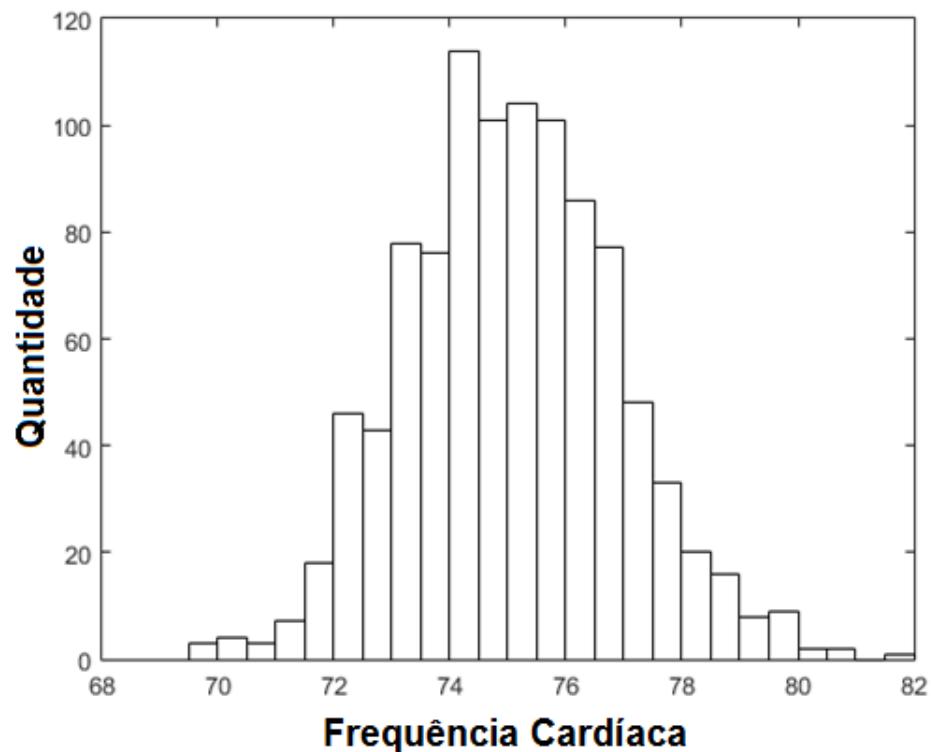
Nos dados da Tabela 4 foram aplicadas as equações para extração dos outliers. A Tabela 5 apresenta os valores das frequências cardíacas sem a presença dos outliers.

Tabela 5 - Frequência cardíaca sem a presença de outliers

Antes	Depois
62	56
62	63
64	64
65	64
68	67
69	69
69	71
72	72
73	72
74	73
76	75
76	75
77	75
78	76
78	77
79	77
80	78
84	79
85	81
88	83
96	88

A Figura 24 mostra o histograma das reamostragens antes da aplicação do equipamento de Biofeedback.

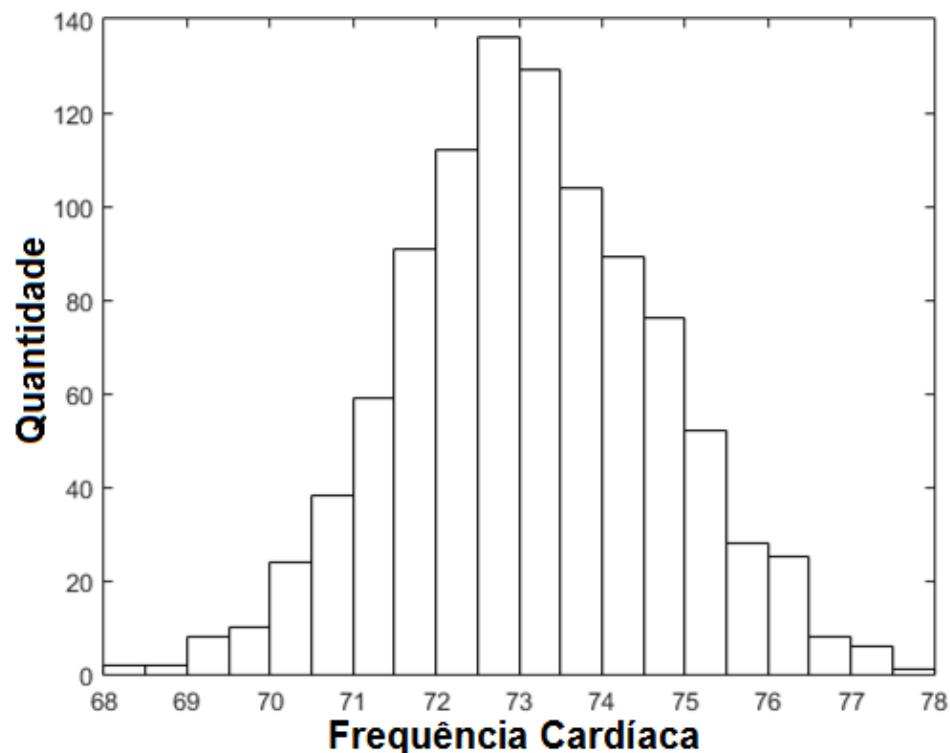
Figura 24 - Histograma das reamostragens antes da aplicação do Biofeedback.



Fonte: autor

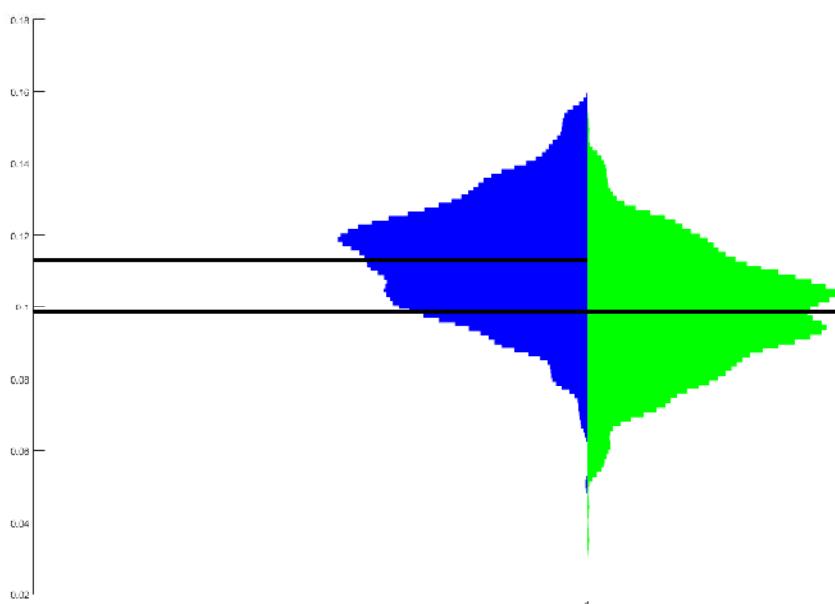
A Figura 25 mostra o histograma das reamostragens após a aplicação do equipamento de Biofeedback.

Figura 25 - histograma das reamostragens após a aplicação do Biofeedback.



A comparação entre os valores da frequência cardíaca antes e depois a utilização do Biofeedback é mostrado no gráfico violinplot, mostrado na Figura 26.

Figura 26 - Gráfico de violinplot (Antes e depois do uso de biofeedback)



Na Figura 26, o lado esquerdo do gráfico mostra a distribuição do CV da frequência cardíaca antes do *biofeedback*, já o lado direito, representa a distribuição do CV da frequência cardíaca após o *biofeedback*. O traço representa o valor médio do CV em cada momento da medição.

Teste de Normalidade – De acordo com o teste Kolmogorov-Smirnov, com $p<0,05$, a distribuição das reamostragens da frequência cardíaca, antes e depois da utilização do equipamento de *biofeedback*, não segue o padrão normal. Portanto, devem ser aplicados testes não-paramétricos para teste de hipóteses para a frequência cardíaca antes e após a utilização do *biofeedback*.

Teste de Hipóteses – Foi utilizado o teste não-paramétrico Wilcoxon rank sum. O teste confirmou, com $p<0,05$, haver diferença na mediana das medidas de frequência cardíaca nas medições antes e após a utilização do dispositivo. Sendo a mediana menor na medida após a utilização do equipamento de *biofeedback*. O que confirma o funcionamento da terapia por meio do *biofeedback*.

CAPÍTULO V

CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS

Ao longo do trabalho foram demonstradas as necessidades de um sistema de *biofeedback* e com base em estudos publicados e resultados obtidos neste trabalho, foi possível identificar a necessidade e viabilidade de sistemas para serem utilizados no tratamento de diversas patologias e melhoria de desempenho.

Com base em conhecimentos eletrônicos e conhecimentos adquiridos ao longo do projeto, foi possível desenvolver um sistema de *biofeedback* que pode ser utilizado para realizar experimentos com voluntários da CEMIG e coletar dados para avaliar a viabilidade do uso de *biofeedback*.

Através de ferramentas estatísticas para simular cenários a partir de uma amostra finita foi possível construir um espaço amostral de interesse. A coleta de dados ficou limitada pelo fato de que os pesquisadores não podiam ocupar muito tempo dos colaboradores para que estes não tivessem suas atividades comprometidas pela pesquisa. Porém, os dados foram coletados utilizando uma amostra de 20 voluntários em um setor onde trabalha 36 voluntários, o que propicia uma coleta mais fidedigna.

Ao final deste trabalho, foi possível avaliar a viabilidade do uso de um sistema interativo de *biofeedback* desenvolvido para funcionar como ferramenta terapêutica. Este dispositivo foi desenvolvido a fim de aliviar estresse e consequentemente melhorar desempenho por meio de uma intervenção cardiovascular. Ao utilizar o dispositivo o usuário aprende a sincronizar a Arritmia Sinusal Respiratória (RSA) com o padrão de ritmo cardíaco.

Com base nos dados coletados e após sua avaliação estatística, foi possível concluir que a modulação da respiração a fim de sincronizar a respiração com a

arritmia sinusal respiratória, proporciona uma redução da frequência cardíaca. Como pode ser verificado em estudos, essa técnica proporciona um alívio de estresse e consequentemente uma melhora no desempenho, pelo fato de que o estresse gera desatenção, que é um dos fatores que reduzem rendimento.

Com a intenção de dar continuidade ao estudo, pretende-se em trabalhos futuros, utilizar métodos mais interativos como jogos ou até mesmo realidade virtual. A fim de proporcionar maior distração ao usuário e consequentemente obter melhores resultados. Tem-se a intenção de realizar mais testes com o novo dispositivo a ser desenvolvido e com um número maior de voluntários a fim de se obter uma quantidade superior de dados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABTAHI, F. et al. A knitted garment using intarsia technique for Heart Rate Variability biofeedback: Evaluation of initial prototype. **Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS**, v. 2015–Novem, p. 3121–3124, 2015.
- AKAY, M. Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering. 2006.
<https://doi.org/10.1002/9780471740360>
- BAPTISTA, M. .; DANTAS, E. H. M. Yoga no controle de stress. **Fitness & Performance Journal**, v. 1, n. 1, p. 12–20, 2002.
- BASMAJIAN, J. V. Biofeedback. **Principles and Practice for Clinicians**, p. 396, 1979.
- BERNTSON, G. G. et al. Heart rate variability: origins, methods, and inter- pretive caveats. **Psychophysiology**, p. 623–648, 1997. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1997.tb02140.x>
- BORNEMANN, B. et al. Helping from the heart : Voluntary upregulation of heart rate variability predicts altruistic behavior. **Biological Psychology**, v. 119, p. 54–63, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.biopsych.2016.07.004>
- BOUCSEIN, W. Electrodermal activity. **New York: Plenum Press**, 1992.
<https://doi.org/10.1007/978-1-4757-5093-5>
- BROWN, C. Instruments in psychophysiology. **Handbook of psychophysiology**, p. 159–195, 1972.
- BROWN, T. E. et al. Important influence of respiration on human R-R interval power spectra is largely ignored. **Journal of Applied Physiology Published**, v. Vol. 75 no, p. 2310–2317, 1993.

CARROBLES, J. A.; GODOY, J. Biofeedback. Principios y aplicaciones. Martinez Roca. **Martinez Roca**, 1987.

CUTSHALL, S. M. et al. Evaluation of a Biofeedback-assisted Meditation Program as a Stress Management Tool for Hospital Nurses: a pilot study. **JSCH**, v. 7, n. 2, p. 110–112, 2011. <https://doi.org/10.1016/j.explore.2010.12.004>

DIAS, Á. M. Tendências do Neurofeedback em Psicologia: Revisão Sistemática. p. 811–820, 2010.

DZIEMBOWSKA, I. et al. Effects of Heart Rate Variability Biofeedback on EEG Alpha Asymmetry and Anxiety Symptoms in Male Athletes : A Pilot Study. **Applied Psychophysiology and Biofeedback**, v. 41, n. 2, p. 141–150, 2016.
<https://doi.org/10.1007/s10484-015-9319-4>

EBBEN, M.; KURBATOV, V.; POLLAK, C. P. Moderating Laboratory Adaptation with the Use of a Heart-rate Variability Biofeedback Device (StressEraser Ò). p. 245–249, 2009.

ECKBERG, D. L. The human respiratory gate. **J. Physiol. J Physiol**, p. 339–352, 2003.

ECKBERG, D. L.; NERHED, C.; WALLIN, B. G. Respiratory modulation of muscle sympathetic and vagal cardiac outflow in man. **J. Physiol**, p. 181–196, 1985.
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.1985.sp015766>

ECKBERG, D. L.; SLEIGHT, P. Human Baroreflexes in Health and Disease. 1992.

ELGENDI, M. On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals. n. c, p. 14–25, 2012.

FERNANDO, C. K.; BASMAJIAN, J. V. Biofeedback in physical medicine and rehabilitation. **Biofeedback Self Regul.**, p. 435–455, 1978.
<https://doi.org/10.1007/BF00998946>

FRAGA, C. E. N. Monitoramento da Resistência Galvânica da Pele. **Trabalho de Conclusão de Curso – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul**,

Porto Alegre, 2009.

FRANK, D. L. et al. Biofeedback in medicine : who , when , why and how ? **Mental Health in Family**, v. 7, p. 85–91, 2010.

FRIEL, P. N. EEG Biofeedback in the Treatment of Attention Deficit / Hyperactivity Disorder. v. 12, n. 2, p. 146–151, 2007.

GAARDER, K. R.; MONTGOMERY, P. S. Clinical Biofeedback: A Procedural Manual. Michigan: Wilkins, Williams. 1977.

GEVIRTZ, R.; GEVIRTZ, R. The Promise of Heart Rate Variability Biofeedback : Evidence-Based Applications. n. January, 2016.

GRAY, S. N. An Overview of the Use of Neurofeedback Biofeedback for the Treatment of Symptoms of Traumatic Brain Injury in Military and Civilian Populations. **MEDICAL ACUPUNCTURE**, v. 29, n. 4, 2017.

<https://doi.org/10.1089/acu.2017.1220>

GRAZZI, L. Behavioural treatments : rationale and overview of the most common therapeutic protocols. p. 67–69, 2007.

GREEN, J. .; SHELLENBERGER, R. A terapia pelo biofeedback. **Tratado de medicina complementar e alternativa.**, p. 420–37, 2001.

GRIPPO, A. J.; KIM, A. Biological mechanisms in the relationship between depression and heart disease. v. 26, n. 2002, p. 941–962, 2003.

GROSS, M. J. et al. Abbreviated Resonant Frequency Training to Augment Heart Rate Variability and Enhance On-Demand Emotional Regulation in Elite Sport Support Staff. **Applied Psychophysiology Biofeedback**, v. 41, n. 3, p. 263–274, 2016. <https://doi.org/10.1007/s10484-015-9330-9>

HENRIQUES, G. et al. Exploring the Effectiveness of a Computer-Based Heart Rate Variability Biofeedback Program in Reducing Anxiety in College Students. p. 101–112, 2011.

HESTERBERG, T. et al. Bootstrap methods and permutation tests. **The practice of**

business statistics: using data for decisions, p. cap. 18, 2003.

HESTERBERG, T. Bootstrap. **The practice of business statistics: using data for decisions**., n. December, 2011.

HOUSSAY, A. B.; HORACIO, E. C. Fisiología Humana de Houssay. p. 786–809, 2003.

JEREMIAH, J.; MILNER, T.; CLARE, E. Real-Time Kinematic, Temporospatial, and Kinetic Biofeedback During Gait Retraining in Patients: A Systematic Review Physical Therapy. p. 1123–1134, 2010.

KUDO, N.; SHINOHARA, H.; KODAMA, H. Heart Rate Variability Biofeedback Intervention for Reduction of Psychological Stress During the Early Postpartum Period. **Applied Psychophysiology Biofeedback**, v. 39, n. 3–4, p. 203–211, 2014. <https://doi.org/10.1007/s10484-014-9259-4>

LEHRER, P. M., VASCHILLO, E., & VASCHILLO, B. Resonant Frequency Biofeedback Training to Increase Cardiac Variability: Rationale and Manual for Training. **Applied psychophysiology and biofeedback**, v. 25, n. 3, p. 177–191, 2000. <https://doi.org/10.1023/A:1009554825745>

LEHRER, P. . et al. Heart Rate Variability Biofeedback Increases Baroreflex Gain and Peak Expiratory Flow. n. November 2014, 2003.

LEHRER, P. M.; GEVIRTZ, R. Heart rate variability biofeedback: How and why does it work? **Frontiers in Psychology**, v. 5, n. JUL, p. 1–9, 2014. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2014.00756>

MUENCH, F. HRV : THE MANUFACTURERS AND VENDORS SPEAK The Portable StressEraser Heart Rate Variability Biofeedback Device : Background and Research. v. 36, n. 1, p. 35–39, 2008.

ODE, S. et al. Neuroticism ' s Importance in Understanding the Daily Life Correlates of Heart Rate Variability. v. 10, n. 4, p. 536–543, 2010.

PAUL, M.; GARG, K. The Effect of Heart Rate Variability Biofeedback on

Performance Psychology of Basketball Players. p. 131–144, 2012.

PORGES, S. W. **Respiratory sinus arrhythmia: Physiological basis, quantitative methods and clinical implications.** [s.l: s.n.].

PORGES, S. W. VAGAL TONE AND THE PHYSIOLOGICAL. 1986b.

RASIA-FILHO, A. A. Is there anything “ autonomous ” in the nervous system ? p. 9–12, 2006.

REVIS, A. D. E. Biofeedback em terapia cognitivo-comportamental *. v. 55, n. 3, p. 127–132, 2010.

RIJKEN, N. H. et al. Increasing Performance of Professional Soccer Players and Elite Track and Field Athletes with Peak Performance Training and Biofeedback: A Pilot Study. **Applied Psychophysiology and Biofeedback**, 2016.

<https://doi.org/10.1007/s10484-016-9344-y>

RIZZO, A. L.; CYMROT, R. Estudo e aplicações da técnica bootstrap. p. 1–31, 2014.

ROSSI, A. M. **No Title.** Disponível em:

<<http://www.anamrossi.com.br/biofeedback>>. Acesso em: 10 set. 2017.

SHARP, R. et al. **NIH Public Access.** [s.l: s.n.].

Stresseraser Pro.

STRUNK, K. .; SUTTON, G. .; BURNS, N. . Beneficial effects of accurate and false brief biofeedback on relaxation. **Biofeedback on Relaxation, Perceptual and Motor Skills**, n. November 2015, 2009.

TAYLOR, N. A. S.; MOREIRA, M.; CHRISTIANO, A. Regional variations in transepidermal water loss , eccrine sweat gland density , sweat secretion rates and electrolyte composition in resting and exercising humans Regional variations in transepidermal water loss , eccrine sweat gland density , sweat secr. **Extreme Physiology & Medicine**, v. 2, n. 1, p. 1, 2013. <https://doi.org/10.1186/2046-7648-2-4>

- THAYER, J. F. et al. Neuroscience and Biobehavioral Reviews A meta-analysis of heart rate variability and neuroimaging studies : Implications for heart rate variability as a marker of stress and health. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 36, n. 2, p. 747–756, 2012. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.11.009>
- UMETANI, K. E. N. et al. Twenty-Four Hour Time Domain Heart Rate Variability and Heart Rate : Relations to Age and Gender Over Nine Decades. v. 31, n. 3, p. 593–601, 1998.
- VANDERLEI, L. C. M. ET AL. Noções básicas de variabilidade da frequência cardíaca e sua aplicabilidade clínica. p. p.205-217, 2009.
- VASCHILLO, E. G.; VASCHILLO, B.; LEHRER, P. M. Characteristics of Resonance in Heart Rate Variability Stimulated by Biofeedback. v. 31, n. 2, 2006.