

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

GABRIEL HENRIQUE DE ANDRADE

**DESENVOLVIMENTO DE CINTAS TORÁNICAS
INSTRUMENTADAS POR SENSORES A FIBRA ÓTICA PARA
MEDIDAS CARDÍACAS E RESPIRATÓRIAS**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

CURITIBA

2025

GABRIEL HENRIQUE DE ANDRADE

**DESENVOLVIMENTO DE CINTAS TORÁDICAS
INSTRUMENTADAS POR SENSORES A FIBRA ÓTICA PARA
MEDIDAS CARDÍACAS E RESPIRATÓRIAS**

**Development of chest straps equipped with fiber optic sensors
for cardiac and respiratory measurements**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para obtenção do grau de “Mestre em Ciências” – Área de Concentração: Fotônica em Engenharia.

Orientador: Prof. Dra. Ilda Abe

Coorientador: Prof. Dr. Uilian Jose Dreyer

CURITIBA

2025



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

Esta licença permite compartilhamento, remixe, adaptação e criação a partir do trabalho, mesmo para fins comerciais, desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es). Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.



**Ministério da Educação
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Campus Curitiba**



GABRIEL HENRIQUE DE ANDRADE

**DESENVOLVIMENTO DE CINTAS TORÁCICAS INSTRUMENTADAS POR SENSORES A FIBRA ÓTICA
PARA MEDIDAS CARDÍACAS E RESPIRATÓRIAS**

Trabalho de pesquisa de mestrado apresentado como requisito para obtenção do título de Mestre Em Ciências da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).
Área de concentração: Fotônica Em Engenharia.

Data de aprovação: 30 de Outubro de 2024

Dra. Ilda Abe, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Dr. Gustavo Macioski, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Dr. Julimar Luiz Pereira, Doutorado - Universidade Federal do Paraná (Ufpr)

Dr. Sergio Francisco Pichorim, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Documento gerado pelo Sistema Acadêmico da UTFPR a partir dos dados da Ata de Defesa em 30/10/2024.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus pela sua eterna soberania sobre a minha vida, que me sustentou, capacitou, encorajou e me proporcionou a oportunidade de viver esta fase singular de aprendizado. Obrigado por ouvir minhas orações, obrigado por estar perto, obrigado pela sua presença em todo este tempo.

Agradeço aos meus pais, Adilis e Patrícia, à minha irmã, Natalia, e a todos os meus familiares pelo apoio inigualável. Por todo incentivo, educação, respeito, gestos de amor e carinho e, acima de tudo, por abdicarem de muitas das suas vontades para me ajudarem a realizar este sonho. Sou grato a Deus pela família que me deu e quero que estes sempre saibam que foram fundamentais em todo este processo de formação.

Agradeço à minha orientadora, prof. Dra. Ilda Abe, por todo este período de caminhada e ensino. Ao meu coorientador, prof. Dr. Uilian Dreyer, pelas contribuições, incentivos e suporte. Neste gesto de agradecimento, os reconheço como pessoas inspiradoras e que marcaram a minha vida para sempre. Muito obrigado por esse período de orientação e que o Senhor os encoraje a compartilhar ainda mais os vossos conhecimentos.

Agradeço aos meus colegas de laboratório, em especial ao prof. Dr. Valmir Oliveira, que, além de contribuir para o desenvolvimento deste trabalho, foi uma inspiração de profissional para minha jornada acadêmica. Assim como um dia, enquanto ainda cursava o ensino médio, recebi a inspiração e incentivo da prof. Dra. Sandra Lessa, a qual deixo essa menção honrosa. Hoje sou grato a este exemplo de professor que almeja o conhecimento e auxilia os estudantes na realização de seus sonhos.

Obrigado Gustavo, Nathalia, Karen e Guilherme, vocês foram instrumentos do Senhor para me dar base nos momentos de maior pluralidade de emoções e sentimentos que eu possa descrever. Saibam que os momentos de café foram muito mais do que simples momentos de distração. Vocês são seres respeitosos, que lutam por uma educação de qualidade, que almejam voos altos e longínquos, assim como eu. Agradeço a Deus pela vida de vocês e oro para que sejam felizes.

Ao Laboratório Multiusuário de Fotônica e à UTFPR, por abrirem suas portas e cederem suas instalações, além de toda disponibilidade das Redes de Bragg. Sem essa estrutura, o estudo não se faria possível.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

RESUMO

O ser humano necessita de oxigênio para manutenção de seus processos metabólicos essenciais para garantia da vida, o que tornam as frequências cardíaca e respiratória, subsídios fundamentais para a detecção de alterações homeostáticas. A respiração pulmonar e a frequência cardíaca são determinadas através de processos rítmicos, porém diretamente influenciadas pela idade do indivíduo, prática de exercícios físicos e até mesmo por alguns estados patológicos. O monitoramento das atividades cardíacas e respiratórias têm sido realizado e reportado na literatura utilizando diferentes tipos de sensores, elétricos e óticos. O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento, fabricação e caracterização de uma cinta instrumentada por sensores baseados em rede de Bragg em fibras óticas (FBG) e utilização do dispositivo para monitoração de medidas cardíacas e respiratórias durante ensaios *in vivo*. O sistema proposto foi avaliado em um estudo de caso de um voluntário do sexo masculino, com idade de 25 anos, durante diferentes estágios de acompanhamento do ciclo cardiorrespiratório. O indivíduo exerceu movimentos respiratórios em apnéia, repouso, respiração controlada e durante movimento de corrida estacionária. Os testes foram realizados com o voluntário utilizando a cinta FBG recobrimdo toda a circunferência torácica, visto que a expansão da caixa torácica provoca alteração no comprimento de onda da FBG. Os resultados demonstram a viabilidade de utilização da cinta instrumentada por redes de Bragg para a análise de movimentos torácicos através da variação em comprimento de onda do espectro ótico refletido pela rede. Através de um processo de caracterização prévio controlado é possível estabelecer uma relação entre deformações e a variação do comprimento de onda do espectro ótico. Assim, quando a cinta instrumentada for acoplada ao paciente, através da análise do espectro ótico será possível obter os valores das deformações torácicas provocadas pelos movimentos cardíacos e respiratórios. As alterações no espectro ótico podem ser indicativas de perda de oxigenação e fadiga dos músculos respiratórios. Para efeitos de verificação e comparação os ensaios realizados com a cinta instrumentada também foram realizados por um cardiofrequencímetro e por contagens manuais de referência. As frequências estimadas através da cinta pelo sistema desenvolvido apresentaram alta correlação com as frequências

obtidas manualmente, adquiridas pelo cardiofrequencímetro e estimadas por métodos estatísticos para todos os testes realizados.

Palavras-chaves – Redes de Bragg. Movimentos respiratórios. Movimentos cardíacos.

ABSTRACT

Human beings need oxygen to maintain their metabolic processes, which are essential to guaranteeing life. This makes heart and respiratory rates fundamental tools for detecting homeostatic alterations. Pulmonary respiration and heart rate are determined by rhythmic processes but are directly influenced by the age of the individual, physical exercise and even by some pathological conditions. The monitoring of cardiac and respiratory activity has been carried out and reported in the literature using different types of sensors, such as electrical and optical. The aim of this work is to develop, manufacture and characterize a belt instrumented with sensors based on optical fiber Bragg gratings (FBG) and use the device to monitor cardiac and respiratory measurements during in vivo tests. The proposed system was evaluated in a case study of a male volunteer, aged 25, during different stages of monitoring the cardiorespiratory cycle. The subject performed respiratory movements in apnea, rest, controlled breathing and during stationary running. The tests were carried out with the volunteer wearing the FBG belt covering the entire thoracic circumference, since the expansion of the chest cavity causes a change in the wavelength of the FBG. The results demonstrate the feasibility of using the belt instrumented by Bragg gratings to analyze thoracic movements by varying the wavelength of the optical spectrum reflected by the grating. Through a controlled prior characterization process, it is possible to establish a relationship between deformations and the variation in the wavelength of the optical spectrum. Thus, when the instrumented belt is attached to the patient, by analyzing the optical spectrum it will be possible to obtain the values of the thoracic deformations caused by cardiac and respiratory movements. Changes in the optical spectrum can be indicative of loss of oxygenation and fatigue of the respiratory muscles. For verification and comparison purposes, the tests carried out with the instrumented belt were also carried out using a cardiofrequency meter and manual reference counts. The frequencies estimated using the belt by the system developed showed a high correlation with the frequencies obtained manually, acquired by the cardiofrequency meter and estimated by statistical methods for all the tests carried out.

Keywords — Fiber Bragg Grating. Respiratory movements. Cardiac movements.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1 - Representação esquemática da rede de Bragg em fibra ótica inscrita no núcleo..... | 32 |
| Figura 2 - Representação esquemática da gravação FBG através da técnica da máscara de fase sob iluminação direta. | 34 |
| Figura 3 - Representação espectral da reflexão da luz em Rede de Bragg | 36 |
| Figura 4 - Representação do sistema construído para caracterização mecânica. | 48 |
| Figura 5 - Representação do sistema construído para caracterização com micrômetro | 49 |
| Figura 6 - Representação do sistema de caracterização in vivo | 50 |
| Figura 7 - Espectro de calibração inicial para caracterização por força | 52 |
| Figura 8 - Média dos patamares gerados pela variação da força..... | 53 |
| Figura 9 - Variação do comprimento de onda em ensaio de variação por força | 54 |
| Figura 10 - Médias dos resultados de cada patamar adquirido em caracterização por força | 55 |
| Figura 11 - Média resultados e dos coeficientes encontrados a partir dos ensaios de caracterização por força..... | 56 |
| Figura 12 - Média dos patamares de subida e descida encontrados a partir de caracterização mecânica | 57 |
| Figura 13 - Média entre os patamares encontrados a partir da aplicação de semelhante deformação..... | 58 |
| Figura 14 - Variação do comprimento de onda realizado através de caracterização mecânica..... | 59 |
| Figura 15 - Médias dos patamares de subida e descida para os dados obtidos através de caracterização mecânica | 60 |
| Figura 16 - Médias entre os resultados encontrados por caracterização mecânica juntamente com ajuste linear..... | 60 |
| Figura 17 - Ajuste linear entre as médias dos patamares gerados através da deformação por micrômetro | 62 |
| Figura 18 - Segundo ensaio de variação do comprimento de onda ocasionado pela deformação através de micrômetro | 63 |

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 19 - Ajuste de descida e subida de patamares para deformação por micrômetro | 64 |
| Figura 20 - Ajuste entre médias dos patamares para sensibilidade final de deformação por micrômetro | 65 |
| Figura 21 - Ensaio experimental para caracterização <i>in vivo</i> | 66 |
| Figura 22 - Segundo ensaio experimental para caracterização <i>in vivo</i> | 67 |
| Figura 23 - Ciclo respiratório em repouso para caracterização <i>in vivo</i> | 68 |
| Figura 24 - Ciclo cardíaco obtido por cardiofrequencímetro..... | 69 |
| Figura 25 - Ensaio experimental de apnéia respiratória | 71 |
| Figura 26 - Ensaio experimental de apneia respiratória com ajustes linear e exponencial | 72 |
| Figura 27 - Ensaio experimental em apnéia respiratória para análise de overshoot..... | 74 |
| Figura 28 - Espectrograma de frequência cardíaca para 1 KHz..... | 75 |
| Figura 29 - Transformadas rápidas de Fourier para dados obtidos com taxa de amostragem de 1 KHz..... | 76 |
| Figura 30 - Trecho espectral ampliado em região de apnéia respiratória..... | 77 |
| Figura 31 - Ensaio experimental para protocolo de respiração em repouso. | 78 |
| Figura 32 - Ensaio experimental com respiração controlada | 79 |
| Figura 33 - Ensaio em protocolo de respiração controlada com Skip Points ... | 80 |
| Figura 34 - Ensaio com maior variação do comprimento de onda durante os ciclos respiratórios em protocolo de respiração controlada..... | 84 |
| Figura 35 - Ensaio experimental em protocolo de corrida estacionária | 85 |
| Figura 36 - Espectrograma realizado com taxa de amostragem em 1 KHz para dados coletados durante protocolo de corrida estacionária | 86 |
| Figura 37 - Filmagem de ensaio experimental com protocolo de corrida estacionária..... | 87 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|----------------------------------------------------------|----|
| Tabela 1 - Escala da Percepção Subjetiva de Esforço..... | 45 |
|----------------------------------------------------------|----|

LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIações

| | |
|----------------|------------------------------------------------------------------|
| Λ_B | Período da rede |
| Λ_{pm} | Período da máscara de fase |
| n_{eff} | Índice de refração efetivo |
| λ_B | Comprimento de onda de Bragg |
| °C | Graus Celsius |
| A | Área |
| ArF | Fluoreto de Argônio |
| bpm | Batimentos por minuto |
| cm | Centímetro |
| CSR | Complacência pulmonar |
| D | Diâmetro |
| dB | Decibel |
| dBm | Decibel miliwatt |
| ECG | Eletrocardiograma |
| ε | Deformação |
| FBG | Rede de Bragg em fibra (<i>Fiber Bragg Grating</i>) |
| Fc | Frequência Cardíaca |
| FFT | Transformada rápida de Fourier (<i>Fast Fourier Transform</i>) |
| Fr | Frequência Respiratória |
| Hz | Hertz |
| K | Constante de elasticidade |
| kg | Quilograma |
| kHz | Quilohertz |
| L | litro |
| L | Comprimento |
| m | Metro |
| mJ | Milijoule |
| mm | Milímetro |
| N | Newton |
| nm | Nanômetro |
| P | Pressão |

| | |
|---------------|---------------------------------|
| Pa | Pascal |
| pm | Picometro |
| PSE | Percepção Subjetiva de Esforço |
| R | Raio |
| rpm | Respirações por minuto |
| s | Segundos |
| SpO2 | Saturação de oxigênio no sangue |
| t | Tempo |
| T | Temperatura |
| UV | Ultravioleta |
| V | Volume |
| Δl | Variação do comprimento |
| ΔT | Variações de temperatura |
| λ | Comprimento de onda |
| Λ | Período |
| μ | micro |
| μm | Micrometro |
| K | Vetor de onda |
| n | Índice de refração |
| θ | Ângulo de propagação |
| ω | Frequência angular |

SUMÁRIO

| | |
|------------------------------------------------------------|-----------|
| 1. INTRODUÇÃO | 16 |
| 1.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS..... | 16 |
| 1.2 ESTADO DA ARTE | 19 |
| 1.3 DELIMITAÇÃO DO TEMA..... | 22 |
| 1.3.1. Objetivo geral | 22 |
| 1.3.2. Objetivos específicos..... | 22 |
| 1.3.3. Justificativa..... | 23 |
| 2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA | 25 |
| 2.1 RESPIRAÇÃO | 25 |
| 2.2 FREQUÊNCIA CARDÍACA | 28 |
| 2.3 REDES DE BRAGG EM FIBRAS ÓTICAS | 32 |
| 3 METODOLOGIA | 38 |
| 3.1 TIPO DE PESQUISA..... | 38 |
| 3.2 INSTRUMENTOS E PROCEDIMENTOS | 38 |
| 3.2.1 Fabricação das FBGs..... | 39 |
| 3.2.2 Acoplamento e encapsulamento dos sensores FBGs | 41 |
| 3.2.3. Sistema de interrogação..... | 42 |
| 3.2.4. Ensaios experimentais | 43 |
| 3.2.4.1. Apnéia respiratória | 43 |
| 3.2.4.2. Respiração em repouso | 44 |
| 3.2.4.3. Respiração controlada..... | 44 |
| 3.2.4.4. Corrida Estacionária..... | 44 |
| 3.3 CARACTERIZAÇÕES DOS SENSORES | 46 |
| 3.3.1 Caracterização por força..... | 46 |
| 3.3.2 Caracterização mecânica | 47 |
| 3.3.3 Caracterização mecânica com micrômetro | 48 |
| 3.3.4 Caracterização in vivo..... | 49 |
| 4. RESULTADOS | 51 |
| 4.1 CARACTERIZAÇÃO DO DISPOSITIVO | 51 |
| 4.1.1. Caracterização por força | 51 |
| 4.1.2. Caracterização mecânica | 56 |
| 4.1.3. Caracterização mecânica com micrômetro | 61 |

| | |
|-------------------------------------|-----------|
| 4.1.4. Caracterização in vivo | 65 |
| 4.2 ENSAIOS EXPERIMENTAIS | 69 |
| 4.2.1. Apneia respiratória | 69 |
| 4.2.1.1. Frequência cardíaca..... | 74 |
| 4.2.2. Respiração em repouso | 77 |
| 4.2.3. Respiração controlada..... | 78 |
| 4.2.4. Corrida estacionária | 85 |
| 5. CONCLUSÕES | 88 |
| 6. REFERÊNCIAS..... | 90 |

1. INTRODUÇÃO

1.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

A ventilação pulmonar pode ser descrita como um processo mecânico, onde ocorre a entrada e saída do ar através dos músculos respiratórios, sendo o sistema respiratório responsável pelo processo de trocas gasosas e o sistema circulatório responsável pelo transporte de nutrientes e oxigênio. Os sistemas trabalham em conjunto e com frequências próprias (GARCIA, 2015; RATNOVSKY; ELAD; HALPERN, 2008).

A frequência cardíaca (F_c) e a frequência respiratória (F_r) são fundamentais para manutenção da vida e se enquadram como subsídio para detecção de alterações homeostáticas do organismo de um indivíduo.

O número de ciclos respiratórios que uma pessoa realiza durante o período de um minuto é denominado como frequência respiratória. Geralmente tomada quando o indivíduo está em repouso. A taxa é medida contando quantas vezes o peito sobe e desce por minuto, ou seja, a frequência respiratória pode ser monitorada observando e contando a expansão e retração do tórax e da parede abdominal (HILL; ANNESLEY, 2020).

Alterações da frequência respiratória podem se tornar um parâmetro importante para a detecção de doenças, pois algumas doenças interferem na extensibilidade pulmonar e podem ser analisadas pela variação da extensibilidade torácica (WEHRLE et al., 2001; CHANG; LIU; SHEN, 2013). Através do exame torácico de extensibilidade é possível analisar diferentes doenças, e essas patologias interferem na extensibilidade do pulmão e, portanto, complacência pulmonar (OTÁVIO; AULER; JOSÉ DE CARVALHO, 1992).

Algumas condições médicas, como febre, desidratação, câncer de pulmão, danos cerebrais e outras patologias, podem aumentar ou diminuir a frequência respiratória, tornando-a um parâmetro de observação das condições clínicas de um indivíduo. Também é crucial verificar a respiração para observar se uma pessoa tem alguma dificuldade ao respirar. O intervalo de 12 a 20 respirações por minuto é a frequência respiratória normal para uma pessoa adulta em repouso (DOUGHERTY; LISTER, 2015; HARTLEY, 2018; HILL; ANNESLEY, 2020).

A fadiga muscular que também pode afetar o sistema respiratório. A fraqueza nos músculos respiratórios está diretamente relacionada com a capacidade inspiratória e expiratória de uma pessoa e essa fraqueza pode até causar a morte (MAURO; ALIVERTI, 2016). A fadiga é descrita por Taylor et al. como "a redução na capacidade de produzir um esforço ou força com um músculo ou grupo muscular" (TAYLOR et al., 2016).

Uma das metodologias de observar a capacidade do sistema respiratório de um indivíduo é realizada através do tempo que este pode permanecer em apnéia pulmonar. A apnéia respiratória é definida pela completa interrupção do fluxo de ar, seja pela boca ou pelo nariz (FRIGOLA et al., 2018; HILL; ANNESLEY, 2020).

Além da análise da frequência respiratória, outro parâmetro fundamental para vida humana está relacionado ao número de batimentos cardíacos durante o período de um minuto, denominado de frequência cardíaca. A medição desta frequência pode ser realizada de maneira não invasiva e com boa reprodutibilidade (ACHARYA et al., 2006).

Alterações na frequência cardíaca podem ser observadas por condições patológicas, elevando ou diminuindo os ciclos cardíacos, visto que não se trata de um sinal estacionário. Indicações como estresse, tabagismo, consumo de ácidos graxos, depressão, inflamações, diabetes, entre outros, são observadas realizando alterações no ritmo cardíaco, demonstrando a importância de monitorar este sinal vital do ser humano (COONEY et al., 2010; SHAFFER; GINSBERG, 2017).

O monitoramento dos batimentos e atividade cardíacas, bem como da respiração, pode ser executado utilizando diferentes tipos de sensores. Os sensores óticos baseados em redes de Bragg em fibra ótica (FBGs) têm sido relatados em muitas áreas da engenharia como dispositivo para monitoração de deformações, dentre elas no campo da bioengenharia. Os sensores a fibra ótica possuem destaque e interesse, em relação aos equivalentes elétricos, para monitoramento dos sinais *in vivo* por serem dispositivos de baixo peso e pequenas dimensões, flexíveis e principalmente por serem insensíveis a ruídos eletromagnéticos (LO PRESTI et al., 2019; (WEHRLE et al., 2001b). As FBGs também possuem a vantagem de serem multiplexadas em uma mesma fibra

ótica, podendo ser utilizadas em medições distribuídas (AL-FAKIH; OSMAN; ADIKAN, 2012).

As FBGs são dispositivos fotorrefrativos obtidos através da alteração periódica do índice de refração do núcleo de uma fibra ótica. O processo de demodulação do sensor consiste na monitoração do comprimento de onda de ressonância do espectro ótico de reflexão da rede, quando o dispositivo estiver sujeito a mudanças de temperatura e/ou deformações. Este comprimento de onda de ressonância é conhecido como comprimento de onda de Bragg (KASHYAP, 1999; KERSEY et al., 1997). Este princípio permite a utilização das redes de Bragg em diferentes aplicações, inclusive na área da saúde.

O desenvolvimento de dispositivos baseados FBGs, para mensuração de frequência cardíaca e frequência respiratória, está em crescente aprimoramento, como pode ser observado nas descrições feitas por SILVA et al. (2011) e LO PRESTI et al. (2019). WEHRLE et al. (2001), apresenta um dos primeiros trabalhos envolvendo as FBGs na biomecânica, mensurando deformações da caixa torácica durante a respiração. NEDOMA et al., (2017) fizeram uma aplicação de sensores FBGs para medição de frequência cardíaca e respiratória dentro de exames de ressonância magnética. Nesta aplicação os sensores foram inseridos dentro de uma almofada e encapsulados utilizando um polímero. LO PRESTI et al. (2019) realizaram uma aplicação durante sessões de tiro com arco, onde foi monitorado ambas as frequências enquanto os arqueiros realizavam o lançamento de flechas, tendo os sensores mostrando bom desempenho e baixa taxa de erro (LO PRESTI et al., 2019a).

O presente estudo tem como objetivo, desenvolver e caracterizar uma cinta instrumentada por sensores baseados em redes de Bragg em fibras óticas, para monitoração de medidas cardíacas e respiratórias. Este trabalho foi previamente submetido e aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Tecnológica Federal do Paraná com parecer consubstanciado de número 5.405.309. O sistema proposto foi avaliado em estudo de caso de um único indivíduo voluntário do sexo masculino com idade de 25 anos durante diferentes momentos de acompanhamento do ciclo cardiorrespiratório; o indivíduo voluntário exerceu movimentos respiratórios em repouso, em apnéia respiratória,

com respiração controlada e de respiração durante a prática de corrida estacionária.

1.2 ESTADO DA ARTE

Cerca de duas décadas após Hill e colaboradores descobriram as redes de Bragg em fibras óticas (HILL et al., 1978), um dos primeiros trabalhos de aplicação dos sensores FBG para monitoramento da frequência respiratória foi reportado na literatura descrito por Wehrle et al. (2001). O sensor FBG foi aplicado utilizando uma cinta torácica em um indivíduo, em ensaios de respiração em repouso, respiração com movimento circular dos braços e durante ciclo de apnéia respiratória. O processamento dos dados foi realizado através de uma FFT (*Fast Fourier Transform*) para obter as frequências correspondentes à tensão dinâmica impostas pelo tórax no sensor. As frequências observadas através da FFT se aproximaram de 0,13 Hz. Os autores concluíram que através do processamento do sinal obtido pelo sensor ótico é possível o acompanhamento em tempo real das informações obtidas, permitindo o monitoramento contínuo das funções respiratórias (WEHRLE et al., 2001a).

Diversas aplicações foram propostas utilizando a tecnologia FBG para fabricação de dispositivos aplicados na área da saúde, sendo em aplicações biomecânicas, aplicações em exames e sensoriamentos. Nos últimos 5 anos foi possível observar algumas aplicações do uso das FBGs para monitoramento da frequência cardíaca e respiratória, conforme será descrito a seguir.

Na proposta apresentada por Lo Presti, D'Abbraccio, Caponero e Oddo (2019), foi fabricado um sensor flexível baseado em uma FBG encapsulado em borracha de silicone. O sensor visava objetivar o desenvolvimento de um sistema vestível para monitoramento de frequência cardíaca e respiratória. Foi avaliada a resposta do sensor frente a tensão, variação térmica e variações de umidade relativa. A viabilidade foi avaliada em dois voluntários saudáveis (um homem e uma mulher) para monitorar a Fr e Fc, sendo realizada através dos deslocamentos da parede torácica. Esta viabilidade do sistema foi investigada por meio de testes exploratórios durante a respiração silenciosa e apnéia. Foi realizada a caracterização do elemento sensor com uma máquina de teste para o encapsulamento polimérico utilizando uma frequência de amostragem de 10

Hz, enquanto a variação do comprimento de onda da FBG utilizou uma frequência de amostragem de 250 Hz. Para determinar a repetibilidade o teste mecânico foi realizado três vezes. O Sistema vestível consiste em uma faixa elástica equipada com o FBG flexível, onde o ajuste da faixa é realizado por fecho de Velcro. Foram realizados dois testes, consistindo em um estágio de respiração silenciosa e um de apnéia (ou seja, o intervalo de tempo em que o voluntário prende a respiração). O sensor apresentou uma resposta linear sugerindo boa resposta da FBG com o encapsulamento sugerido. Os resultados obtidos com os testes realizados nos voluntários demonstrou um sistema elástico, não invasivo, fácil de utilizar e aparentemente capaz de estimar tanto a frequência respiratória como a frequência cardíaca, mesmo está sendo de menor amplitude (LO PRESTI et al., 2019c).

Ainda em 2019 Lo Presti e colaboradores realizaram outra proposta para monitorar a frequência cardíaca e respiratória de arqueiros utilizando sensores FBG. O trabalho se justifica pelo fato de arqueiros tentarem adotar padrões semelhantes de respiração e um valor baixo para a medida dos batimentos cardíacos por minuto. Foram utilizadas duas cintas torácicas feitas com material elástico, fixadas utilizando Velcro e com os sensores encapsuladas em material polimérico (Dragon Skin 20). Primeiramente o trabalho avaliou nove voluntários saudáveis (quatro homens e cinco mulheres), onde o protocolo consistia em realizar uma apnéia curta seguida por 16 respirações tranquilas e uma apnéia final. Posteriormente foram testados dois voluntários (um homem e uma mulher) durante sessões de tiro com arco, onde o protocolo era realizar duas sessões de tiro, onde cada sessão era composta por seis flechas e o alvo a 70 metros de distância. Para aquisição dos dados foi utilizado um interrogador de espectro óptico funcionou na frequência de amostragem de 250 Hz. A análise dos dados foi submetida a uma filtragem de sinal com um filtro passa-banda de segunda ordem (0,05-0,5 Hz). O sistema demonstrou resultados promissores em termos de estimativa da Fr e Fc e apresentou que a posição dos sensores FBGs não influenciaram o desempenho do sistema proposto (LO PRESTI et al., 2019a).

Em outra proposta apresentada em 2021 por Lo Presti e colaboradores, foi utilizado um voluntário saudável (homem, idade 32 anos, altura 165 cm e massa corporal 68 kg). O voluntário permaneceu sentado durante todo o teste, com

duração de 430 segundos, onde realizou o seguinte protocolo: dois estágios de respiração normal autorregulada de aproximadamente 210 segundos intercalados por uma janela de apnéia de 10 segundos onde o voluntário prende a respiração ocasionando a interrupção total do fluxo de ar. Neste estudo o sensor flexível baseado em FBG foi colocado na cadeira, entre as costas do indivíduo e a cadeira, na altura do coração e utilizando uma fita adesiva para segurar. Foi utilizado uma frequência de amostragem de 1000 Hz. Um sensor de medidas inerciais incorporados com acelerômetros e giroscópios foi fixado na parede torácica do indivíduo em cima do processo xifoide, com uma frequência de amostragem de 60 Hz. Foi utilizado uma cinta torácica como instrumento de referência para monitorar ambas as frequências, tendo a taxa de amostragem de 25 Hz para FR e 250 Hz para frequência cardíaca. Para realização da filtragem do sinal da investigação respiratória, foi utilizado um filtro passa-banda de 0,01 Hz – 1 Hz e para a investigação cardíaca um filtro de 3 Hz – 15 Hz, ambos para o sinal de variação de comprimento de onda coletado pelo sensor FBG. Um dos desafios encontrados na utilização da FBG para monitoramento da Fc e Fr se encontra na extração dos dados de Fc, uma vez que a frequência cardíaca possui seu espectro ocultado pela contribuição respiratória, que mesmo sendo mais rápida, sobrepõe espectralmente a Fc com os harmônicos respiratórios superiores (3° e 4° harmônicas). Os resultados alcançados através deste estudo mostraram alto desempenho para ambas as soluções propostas para monitorização da atividade cardiorrespiratória e em termos de variação da frequência de respiração a outra respiração e batimento a outro batimento (PRESTI et al., 2021).

Outro experimento foi realizado em um grupo de cinco indivíduos saudáveis, todos do sexo masculino através de aplicação apresentada por Shi et al. (2023). Os participantes deveriam respirar silenciosamente durante 120 segundos, em seguida prender a respiração por 15 s após uma respiração forçada e por fim respirar tranquilamente por mais 15 s. A aplicação tinha por objetivo realizar a leitura simultânea da Fc e Fr utilizando um sensor FBG aplicado em uma estrutura arqueada. Esta estrutura curva foi colocada em contato com o tórax dos indivíduos, onde através da tração imposta em suas extremidades, o sensor FBG era alongado. A FBG foi encapsulada utilizando

silicone. Para análise dos dados foi realizada uma filtragem de sinal passa-baixa com uma frequência de corte em 0,5 Hz e uma filtragem passa-banda de 0,8-100 Hz. Os autores declaram que o sistema proposto pôde medir com precisão as formas de onda da respiração e dos batimentos cardíacos, mesmo os valores de amplitude entre as duas frequências sendo bem discrepantes (SHI et al., 2023).

1.3 DELIMITAÇÃO DO TEMA

1.3.1. Objetivo geral

Desenvolver, fabricar e caracterizar uma cinta instrumentada por sensores baseados em rede de Bragg em fibras óticas (FBG) e utilizar o dispositivo para monitoração de medidas cardíacas e respiratórias durante ensaios *in vivo*.

1.3.2. Objetivos específicos

- Fabricar e otimizar redes de Bragg em fibras óticas.
- Desenvolver e fabricar uma cinta torácica instrumentada pelos sensores a fibra ótica.
- Caracterizar o dispositivo desenvolvido em laboratório em função de: carga, deslocamento e expansão radial.
- Realizar e avaliar os resultados obtidos pela cinta torácica durante ensaios com o indivíduo em apneia respiratória, repouso, respiração controlada e durante movimento de corrida estacionária.
- Analisar os resultados obtidos em diferentes frequências de amostragem para se obter a melhor relação sinal/ruído para os dados adquiridos no sistema desenvolvido.

1.3.3. Justificativa

Muitos trabalhos presentes na literatura descrevem o sensoriamento das atividades cardíacas e respiratórias, bem como a sua importância. Através de uma detecção homeostática utilizando as variações de frequência é possível detectar previamente algumas irregularidades presentes no sistema cardiorrespiratório (PRESTI et al., 2021). Monitorar as variações dos parâmetros fisiológicos podem fornecer alertas relacionados à segurança da vida do paciente, além de auxiliar em diagnósticos clínicos com qualidade. Os batimentos cardíacos e os movimentos respiratórios são indicações de diversos desses sinais fisiológicos (SHI et al., 2023). Quando observado de maneira esportiva as variações cardíacas e respiratórias também terão alto grau de influência no desempenho do indivíduo, mesmo conservando a especificidade de cada modalidade. Por exemplo, nos esportes de precisão os atletas experientes apresentam similaridades de padrões respiratórios e baixos valores referentes a frequência cardíaca durante os tiros ou lançamentos (LO PRESTI et al., 2019a). Assim, através do monitoramento dessas variáveis é possível realizar sessões de treinamento para o atleta alcançar os níveis desejados de padrão respiratório e frequência cardíaca, melhorando assim o resultado obtido na competição.

Escolher o sensoriamento ideal para cada medida e em cada momento é fundamental. Os monitores de eletrocardiograma (ECG), comumente utilizado para medir frequência cardíaca e respiratória, possuem desvantagens associadas ao uso de conexões complexas de eletrodos e inadequação para monitoramento a longo prazo. Para melhorar esta capacidade se faz necessário incorporar vários sensores, como acelerômetros, medidores de tensão, entre outros. Estes sensores apresentam baixa precisão de medição, baixa biocompatibilidade, suscetibilidade a interferência eletromagnética e facilidade de danos (SHI et al., 2023).

Após Wehrle et al. (2001) terem iniciado as aplicações de sensores óticos utilizando as Redes de Bragg no sensoriamento dos movimentos respiratórios através de cinta instrumentada, as aplicações se tornaram diversas dentro do campo da engenharia biomédica. O uso das FBGs tem demonstrado efetiva

aplicação de monitoramento destes sinais vitais, além de fornecer dados de grande confiabilidade. As FBGs possuem diversas vantagens quando associadas a outras técnicas de monitoramento, como: Capacidade de multiplexação, tamanho pequeno, peso leve, biocompatibilidade, propriedades metroológicas, imunidade a interferências eletromagnéticas, segurança, flexibilidade e todas as demais vantagens associadas aos sensores óticos quando comparados aos sensores elétricos (KASHYAP, 1999; KERSEY et al., 1997; LO PRESTI et al., 2019a; PRESTI et al., 2021).

O sensoriamento da frequência cardíaca e respiratória utilizando FBG ocorre através das variações de dimensão torácica e não pode ser substituído por outra metodologia quando necessário sua monitoração para algumas patologias. Como no caso da avaliação de depuração do dióxido de carbono, fadiga pulmonar, fadiga dos músculos respiratórios e ventilação com níveis estáveis de saturação de oxigênio (HARTLEY, 2018; HUNTER; RAWINGS-ANDERSON, 2008; MAURO; ALIVERTI, 2016).

Esta pesquisa visa contribuir com os avanços científicos relacionas ao uso das FBGs no monitoramento das atividades cardíacas e respiratórias. O trabalho consiste em uma cinta instrumentada por sensores a fibra ótica para medir as variações de frequência durante ensaios de apnéia respiratória, respiração em repouso, respiração controlada e durante movimentos de corrida estacionária. Além das variações nas frequências, durante o processo de análise de dados e se utilizando dos dados obtidos pela caracterização, torna-se possível mensurar a força exercida pela caixa torácica na cinta, a variação do volume torácico, pontos máximos e mínimos, periodicidades e outras constatações relacionadas aos sinais vitais observados como pressão e complacência.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 RESPIRAÇÃO

Os seres humanos possuem 7 sinais vitais: frequência cardíaca, pressão arterial, temperatura, frequência respiratória, saturação de oxigênio e nível de consciência (HILL; ANNESLEY, 2020). Estes sinais são importantes parâmetros para monitorar a homeostase corporal de um indivíduo. Ao avaliar os diferentes parâmetros, é possível observar como o oxigênio é fundamental para manutenção dos processos metabólicos e garantia da vida humana. Geralmente a respiração é o primeiro sinal vital a se alterar no paciente em estado patológico (HUNTER; RAWINGS-ANDERSON, 2008), demonstrando a importância da observação prévia deste importante indicador.

O movimento de ar para dentro dos pulmões é chamado de inspiração, e o movimento de ar para fora dos pulmões, chamado de expiração, este processo é descrito como ventilação ou frequência respiratória (HILL; ANNESLEY, 2020). Uma variável deste movimento de entrada e saída de ar é a interrupção de fluxo, conhecida como apneia respiratória e determinada pela ausência de respiração (FRIGOLA et al., 2018; HILL; ANNESLEY, 2020).

A função da respiração é de suma importância ao corpo humano, pois através do fornecimento de oxigênio oriundo da inspiração e remoção do dióxido de carbono da célula através da expiração, é possível manter a homeostase interna. A garantia que tecidos e células recebam oxigênio suficiente para o processo de metabolismo aeróbico é dada através da respiração (HILL; ANNESLEY, 2020).

Durante a ventilação e trocas gasosas, a saturação normal de oxigênio no sangue (SpO₂) é de 94-98% e esta saturação é obtida através de uma frequência respiratória de repouso de 12-20 respirações por minuto (HARTLEY, 2018). É por conta deste fator que a observação em adultos da frequência respiratória normal é neste intervalo, tendo a expiração levando o dobro de tempo da inspiração. (DOUGHERTY; LISTER, 2015)

A respiração pulmonar é característica por ser um processo rítmico, no entanto a frequência em que os ciclos respiratórios ocorrem, podem ser

alterados pela idade, exercício ou por estados patológicos do indivíduo (GARCIA, 2015). O registro da frequência respiratória é descrito através da quantidade de respirações do indivíduo dentro de um minuto (rpm) (HILL; ANNESLEY, 2020).

O aumento da frequência respiratória (>20 rpm) pode ter relação direta com diversas doenças, como: febre, desidratação, doença pulmonar obstrutiva (DPOC), resposta ao estresse, dor, raiva, ataques de pânico, câncer de pulmão, embolia pulmonar, infecções, superdosagem de medicamentos, doenças cardíacas, entre outras. A diminuição da frequência respiratória (<12 rpm) também pode ser indicativo de atenção, principalmente por ser indicativo do uso de narcóticos, alcoolismos, apneia do sono, danos cerebrais, entre outras (HILL; ANNESLEY, 2020).

O sistema respiratório e o sistema cardiovascular estão relacionados anatomicamente e funcionalmente no corpo humano, gerando com determinada frequência que a monitorização de um sistema implique na necessidade de monitorar o outro, ou vice-versa (OTÁVIO; AULER; JOSÉ DE CARVALHO, 1992). O sistema respiratório atua no processo de trocas gasosas e o sistema circulatório é responsável pelo transporte de nutrientes e oxigênio. Esses sistemas atuam em conjunto, porém possuem frequências distintas (GARCIA, 2015). Monitorar as diferentes variáveis da função respiratória está diretamente ligada a prevenção de catástrofes e melhores avaliações funcionais do paciente (OTÁVIO; AULER; JOSÉ DE CARVALHO, 1992).

Os sistemas propostos para monitorar a frequência respiratória podem ser classificados como invasivos e não invasivos (FRIGOLA et al., 2018). Os sistemas invasivos são sistemas onde ocorre penetração do dispositivo no corpo do indivíduo, como por exemplo os sistemas usados em casos de ventilação mecânicas invasivas. Os métodos não invasivos possuem seus dispositivos de aferição somente repousando sobre a pele do paciente, como é o caso das cintas torácicas e outras medições resultantes da medição do fluxo de ar, ou até mesmo realizados a distância, como é o caso das aferições realizadas por vídeo ou somente observacional.

Optar pela monitorização invasiva ou não invasiva deve estar baseada na confiabilidade dos dados, riscos e benefícios metodológicos, e principalmente a

condição clínica do paciente. As diferentes formas de observação clínica são eficazes, mesmo com a facilitação decorrente do uso de sensores com mediação em tempo real para diagnóstico de alterações da frequência respiratória, pois uma ventilação inadequada pode gerar sérias complicações ao indivíduo (OTÁVIO; AULER; JOSÉ DE CARVALHO, 1992).

A utilização de diferentes sistemas e metodologias são encontradas na literatura, cada sistema com suas diferentes vantagens e limitações. Algumas pesquisas desta área de monitoração de frequência respiratória estão buscando novas metodologias que não interfiram nas ações e comportamentos padrões do indivíduo avaliado, pois a extração da informação deve sofrer o menor grau possível de influência sobre o padrão respiratório do avaliado (FRIGOLA et al., 2018).

Embora a diversidade de equipamentos e dispositivos para medir as variáveis respiratórias esteja disponível a mais de 10 anos, a monitorização da frequência respiratória ficou limitada a análise de gasometria arterial e medida de pico de pressão em vias aéreas. Recentemente estudos fisiológicos com aplicação clínica direta estão auxiliando em novos métodos de avaliação, como estudos relacionados a função muscular e mecânica durante o ciclo respiratório (OTÁVIO; AULER; JOSÉ DE CARVALHO, 1992).

A medição da frequência respiratória não pode ser substituída pela medição da oximetria de pulso (HILL; ANNESLEY, 2020). É importante o conhecimento de que a oximetria de pulso mensura a saturação de oxigênio no sangue, enquanto a ventilação é medida através da frequência respiratória. Durante estágios de deterioração, é possível encontrar pacientes com saturação de oxigênio normal, mas com frequência respiratória aumentada devido à resposta as trocas gasosas (HARTLEY, 2018). Um exemplo observado é de que a profundidade da respiração é reportado na literatura como o único método disponível com facilidade para avaliar a depuração do dióxido de carbono (HUNTER; RAWINGS-ANDERSON, 2008).

O processo respiratório é complexo e tem sua realização dada através da contração muscular e variações de pressão. A função da musculatura respiratória tem gerado grande atenção, principalmente do diafragma, nas doenças respiratórias. O indicador mais simples de fadiga da musculatura

respiratória está relacionado ao movimento paradoxal da caixa torácica e do abdômen, decorrente do principal mecanismo responsável por tal fadiga que é aumento do trabalho respiratório (OTÁVIO; AULER; JOSÉ DE CARVALHO, 1992).

Através do uso de ventilação mecânica é possível gerar ao indivíduo o repouso dos seus músculos respiratórios e permitindo assim que a musculatura se recupere da fadiga anteriormente gerada. Porém, mesmo com o uso da ventilação mecânica, é possível que o indivíduo continue realizando trabalho mecânico muscular, em alguns caso um trabalho mínimo muscular pode ser esperado, para que seja evitado a atrofia muscular responsável pelo trabalho respiratório (OTÁVIO; AULER; JOSÉ DE CARVALHO, 1992).

O sistema respiratório possui propriedades elásticas que permitem a possibilidade que este recupere sua configuração e volume inicial, uma vez cessada as forças de distensão. Estas características são utilizadas para o estudo de complacência do sistema pulmonar que atua como indicador seguro para o prognóstico de pacientes com insuficiência respiratória (OTÁVIO; AULER; JOSÉ DE CARVALHO, 1992).

A propriedade que os corpos ocos elásticos possuem de aumentar de volume quando são submetidos a determinada pressão é chamada de complacência. Essa grandeza varia inversamente com a constante elásticas (k) do corpo, de modo que, quanto mais elevada for k , menor será a complacência do sistema (GARCIA, 2015).

As avaliações decorrentes das variações ocasionadas no processo respiratório são inúmeras, desde variações de pressão, força, volume e outras capacidades físicas, gerando valores observacionais que implicam em importantes parâmetros da condição humana.

2.2 FREQUÊNCIA CARDÍACA

A frequência cardíaca é descrita pelo número de batimentos cardíacos por minuto. A frequência sofre variações em seu ritmo constantemente e a variabilidade da frequência é gerada por interações entre coração e cérebro juntamente com processos dinâmicos do sistema nervoso autônomo. Se trata de

uma propriedade do sistema regulatório que opera em diferentes escalas de tempo com o intuito de auxiliar na adaptação dos desafios ambientais e psicológicos (SHAFFER; GINSBERG, 2017). No estudo de Acharya et al. (2006) foi descrito através de um estudo de revisão, que as medidas desta variabilidade podem ser subdivididas em função do tempo, frequência e domínio não linear.

A medição da variação da frequência cardíaca é realizada através de uma medição não invasiva, se em condições padronizadas, com boa reprodutibilidade (ACHARYA et al., 2006). A análise no domínio da frequência, realizada nas últimas décadas, representa uma ferramenta única para obtenção de uma avaliação precisa da função autonômica, independente do ambiente que seja observada, experimental ou clínico (ACHARYA et al., 2006).

A variabilidade da frequência cardíaca é descrita através da variação do período entre batimentos cardíacos consecutivos em função do tempo. Esta variação demonstra a capacidade de adaptação do coração perante as mais variadas circunstâncias, detectando e respondendo rapidamente a estímulos inesperados. O sistema autônomo é responsável pela regulação da atividade cardíaca e através da variação da frequência desta atividade é possível descrever uma avaliação precisa da saúde cardíaca (ACHARYA et al., 2006).

O funcionamento do controle nervoso do corpo humano sobre a frequência cardíaca é descrito através da pronta resposta do coração, essa resposta se observa através de informações extraídas através do grau de variabilidade na frequência cardíaca (ACHARYA et al., 2006).

Condições patológicas podem produzir determinada variação, quando associadas elevam as medições desta variabilidade o que indica forte relação ao aumento do risco de mortalidade, observada principalmente na população idosa (SHAFFER; GINSBERG, 2017).

A frequência cardíaca é um indicador vital formado por um sinal não estacionário. A variação deste sinal pode trazer indicadores de doenças atuais ou alertas sobre doenças cardíacas eminentes. Esses indicadores podem ser observados de maneira aleatória sendo durante intervalos diários ou até mesmo presentes o tempo todo (ACHARYA et al., 2006).

O sistema cardiovascular é considerado um sistema complexo e de natureza não linear, esta consideração pode levar a uma melhor compreensão

da dinâmica do sistema (ACHARYA et al., 2006). Um coração saudável não se comporta como um metrônomo. As oscilações presentes em um coração saudável são complexas e apresentam constantes mudanças, o que possibilita e exige um rápido ajuste do sistema cardiovascular perante desafios físicos e psicológicos súbitos à homeostase do corpo humano (SHAFFER; GINSBERG, 2017).

Expectativas de vida a curto prazo estão associadas diretamente a frequências cardíacas de repouso mais rápidas. Diversos fatores comportamentais e estilo de vida possuem associação direta com a frequência cardíaca em repouso. Estes elevados valores de frequência cardíaca de repouso apresentam com o indivíduo está sujeito ao alto risco de mortalidade, principalmente em decorrência de doenças cardiovasculares (COONEY et al., 2010). A frequência cardíaca em repouso quando constatada de forma elevada, pode indicar a presença de estresse psicológico ou tabagismo e quando de maneira mais baixa, indica indivíduos que estão fisicamente aptos ou que consomem maiores quantidades de ácidos graxos ou peixes oleosos (COONEY et al., 2010).

A variação da frequência cardíaca demonstrou ter utilidade para auxiliar na previsão de morbidades mentais (por exemplo, estresse, depressão, ansiedade) e distúrbios físicos (por exemplo, inflamação, dor crônica, diabetes, insônia, fadiga, concussão), todos estes criando um ciclo autorregulador que produz desequilíbrio autonômico (SHAFFER; GINSBERG, 2017).

A variabilidade da frequência cardíaca em curto período, tanto para baixas como altas frequências, é influenciada pelos sistemas autônomo, cardiovascular, nervoso central, endócrino, respiratório e por barorreceptores e quimiorreceptores. A quantidade mensurada de variação da frequência cardíaca é influenciada tanto por fatores fisiológicos como por fatores maturacionais (ACHARYA et al., 2006). A variação da frequência cardíaca possui dependência da idade e do sexo (dado constados e de senso comum) (ACHARYA et al., 2006).

A quantidade da variabilidade da frequência cardíaca pode ser quantificada no domínio temporal e durante períodos de monitoramento menores que 1 minuto (utilizadas para análises de desempenho e condições clínicas) e

maiores que 24 horas, usadas para análises de variações mais lentas como os ritmos circadianos, demonstrando estímulos ambientais e diferentes cargas de trabalho (SHAFFER; GINSBERG, 2017).

O uso do registro de ultracurto prazo (descrito por ser menor que 1 minuto) para estimar a variabilidade da frequência cardíaca possui sua importância comprovada devido a sua eficiência óbvia em ambientes clínicos e de pesquisa. Para indivíduos saudáveis, linhas de base de repouso de 1 min poder ser suficientes para medir a frequência cardíaca (SHAFFER; GINSBERG, 2017).

A análise espectral da variação da frequência cardíaca pode ser usada na prática clínica diária e não somente em estudos do processo fisiopatológico, além de ser uma ferramenta para avaliação da função do sistema nervoso autônomo (ACHARYA et al., 2006).

O sistema nervoso autônomo possui tanto componentes simpáticos, como parassimpáticos. O simpático responde frente a estímulos de estresse, exercício e doenças cardíacas, causando um aumento na frequência cardíaca. O parassimpático é uma resultante principalmente da função dos órgãos internos, traumas, reações alérgicas, entre outros, causando diminuição da frequência cardíaca, o que proporciona um equilíbrio regulatório (ACHARYA et al., 2006).

O padrão respiratório pode influenciar significativamente a potência de alta frequência. O uso da respiração de forma controlada minimiza o problema e melhora a reprodutibilidade dos resultados obtidos com os testes, além de facilitar as comparações quantitativas (ACHARYA et al., 2006). Quando acontece o processo de inspiração a frequência cardíaca aumenta e a pressão arterial sobe em torno de 4 a 5 segundos depois, quando acontece o processo de expiração a frequência cardíaca diminui e a pressão cai em torno de 4 a 5 segundos depois (SHAFFER; GINSBERG, 2017).

O efeito da relação entre inspiração e expiração (divisão dos valores inspiratórios pelos expiratórios) ainda não está claro quando observado nas medições de domínio de tempo e frequência da variabilidade da frequência cardíaca (SHAFFER; GINSBERG, 2017).

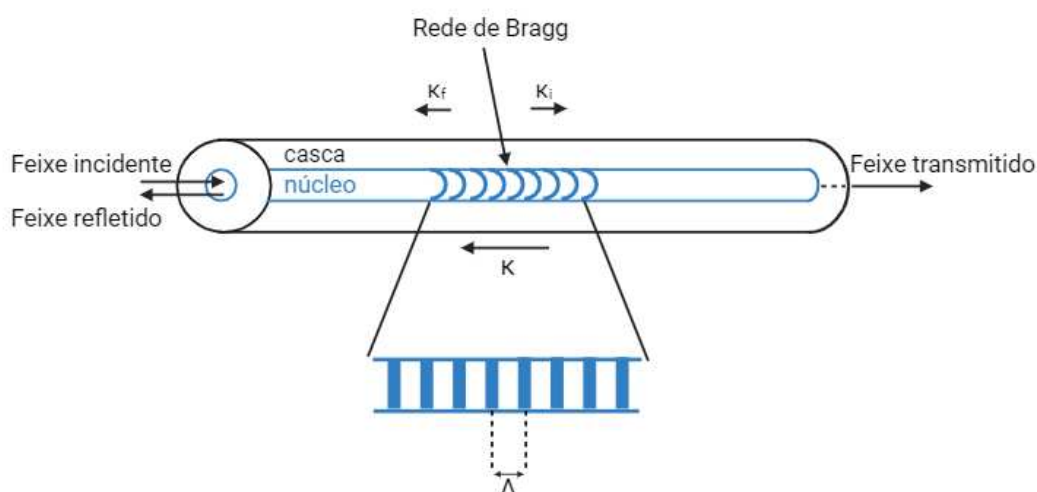
A análise da variação cardiovascular presente na literatura mostrou que o treinamento físico induz uma bradicardia de repouso juntamente com aumento da modulação vagal cardíaca em indivíduos saudáveis, em outras palavras o

treinamento pode ser capaz de proporcionar um efeito antiarrítmico (SANDERCOCK; BROMLEY; BRODIE, 2005). Através do estudo de Sandercock, Bromley, Brodie (2005) é possível discutir a presença de um efeito significativo do treinamento físico na frequência cardíaca de repouso e potência da atividade física. Este estudo corrobora com a teoria de que o treinamento aeróbico pode alterar o controle neuroregulador do coração.

2.3 REDES DE BRAGG EM FIBRAS ÓTICAS

As Redes de Bragg em fibras óticas têm sido estudadas com grande interesse científico nas últimas décadas, principalmente devido à sua capacidade de ser utilizada na área do sensoriamento ótico. São caracterizadas por serem formadas por modulação periódica do índice de refração no núcleo da fibra ótica posicionadas transversalmente ao eixo longitudinal da fibra. A FBG nomeada padrão, normalmente utilizadas nas áreas de telecomunicações e sensoriamento, possui período das alterações no índice de refração constantes. A Figura 1 mostra a representação esquemática da FBG no núcleo da fibra ótica (OTHONOS; KALLI, 1999).

Figura 1 - Representação esquemática da rede de Bragg em fibra ótica inscrita no núcleo.



Fonte: Autoria própria (2024)

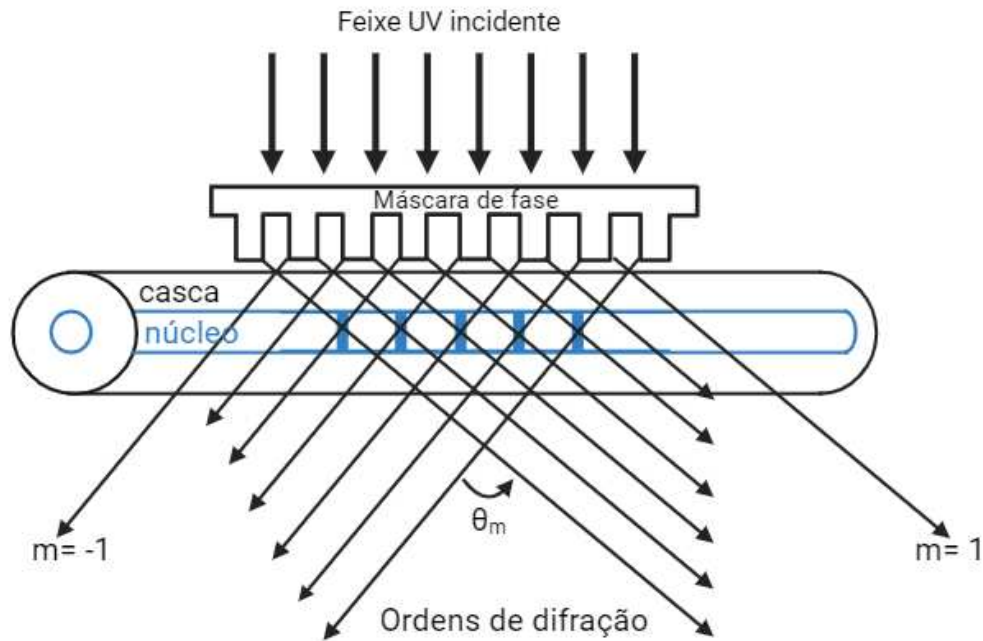
Ao iluminar um seguimento de fibra ótica com uma fonte de luz de banda larga (luz incidente) onde está inscrita uma rede de Bragg, a luz guiada ao longo do núcleo sofrerá espalhamento em cada plano da rede. Assim, parte da luz é refletida no comprimento de onda de ressonância, com largura de banda razoavelmente estreita. Os outros comprimentos de onda da luz comporá o espectro transmitido através da fibra.

O processo de fabricação das redes de Bragg é realizado através de interferometria, técnica por máscara de fase, ponto a ponto, entre outras técnicas (OTHONOS; KALLI, 1999). Neste trabalho foram utilizadas redes de Bragg produzidas pela técnica utilizando máscara de fase sob iluminação direta.

A técnica de gravação utilizando máscara de fase sob iluminação direta geradora do padrão de interferometria diretamente no núcleo da fibra ótica é um dos métodos mais eficazes e de maior simplicidade para gravação das Redes de Bragg. Através de um elemento ótico difrativo ocorre a modulação espacial do feixe de luz ultravioleta (UV), possibilitando a gravação da rede (KASHYAP, 1999; OTHONOS; KALLI, 1999).

A máscara de fase apresenta estrutura com microranuras em uma das faces de uma placa de sílica fundida de alta qualidade e transparente ao feixe de escrita UV. O princípio de funcionamento consiste em difratar o feixe ultravioleta incidente em diferentes ordens, sejam elas em ordem 0, ± 1 , ± 2 e assim sucessivamente, como mostrado na Figura 2. O perfil das redes periódicas é escolhido de modo que quando o feixe UV incide na máscara, o feixe difratado de ordem zero seja suprimido para menores pontos percentuais da potência transmitida, geralmente em menos de 5% da potência. Enquanto as primeiras ordens difratadas, sejam elas positivas e negativas, são maximizadas para mais de 35% da potência transmitida (KASHYAP, 1999; OTHONOS; KALLI, 1999).

Figura 2 - Representação esquemática da gravação FBG através da técnica da máscara de fase sob iluminação direta.



Fonte: Autoria própria (2024)

Através da interferência dos feixes que foram difratados nas ordens +1 e -1 é gerado um padrão de franjas cuja periodicidade é a metade da periodicidade da máscara de fase. O princípio de funcionamento desta técnica de gravação de FBG pode ser justificado e apresentado de forma teórica através da equação geral de difração, onde as ordens incidentes e difratadas satisfazem a equação geral e apresentam o período (Λ_{pm}) da máscara de fase sendo dado pela equação (1).

$$\Lambda_{pm} = \frac{m\lambda_{uv}}{(\sin\frac{\theta_m}{2} - \sin\theta_i)} \quad (1)$$

Onde $\frac{\theta_m}{2}$ é o ângulo da ordem difratada, λ_{uv} o comprimento de onda e θ_i o ângulo do feixe UV incidente. A onda incidente é difratada em apenas uma única ordem em todos os instantes em que o período da rede está entre λ_{uv} e $\frac{\lambda_{uv}}{2}$, e o restante da potência acaba permanecendo na onda transmitida com ordem 0.

Quando $\theta_i = 0$, a radiação possui sua incidência normal e a radiação difratada se divide em ordens $m=0$ e ± 1 . O padrão de interferência no núcleo da fibra ótica de ordem ± 1 , tem um período de Λ_g que se relaciona com o ângulo de difração $\frac{\theta_m}{2}$ através da equação (2)

$$\Lambda_g = \frac{\lambda_{uv}}{2 \sin(\frac{\theta_m}{2})} = \frac{\Lambda_{pm}}{2} \quad (2)$$

O comprimento de onda de Rede Bragg (λ_{Bragg}) na fibra é determinado pelo período Λ_{pm} da rede gravada na máscara de fase, este se correlaciona como mostrado na equação (3).

$$\Lambda_g = \frac{N\lambda_{Bragg}}{2n_{eff}} = \frac{\Lambda_{pm}}{2} \quad (3)$$

Vale ressaltar que $N > 1$ é um inteiro que indica a ordem do período da rede.

Entendendo as justificativas teóricas da metodologia de gravação por máscara de fase, o próximo passo é justificar a condição de Bragg, onde esta se satisfaz através da conservação de energia e de momento.

Para satisfazer a conservação de energia é necessário que a frequência da radiação incidente seja igual a frequência radiação refletida e para a conservação de momento é necessário que o vetor de onda incidente somado ao vetor de onda da rede, seja igual ao vetor de onda dissipada. Esse cálculo se expressa através da equação (4)

$$\vec{k}_i + \vec{K} = \vec{k}_f \quad (4)$$

O vetor de onda da rede definido pelo K possui uma direção normal aos planos da rede com magnitude de $2\pi/\Lambda$, onde Λ é a expressão do período da rede. O vetor de onda difratado é igual em magnitude, mas oposto em direção ao vetor de onda incidente. Através dessas definições, a condição de conservação de momento é expressa pela equação (5)

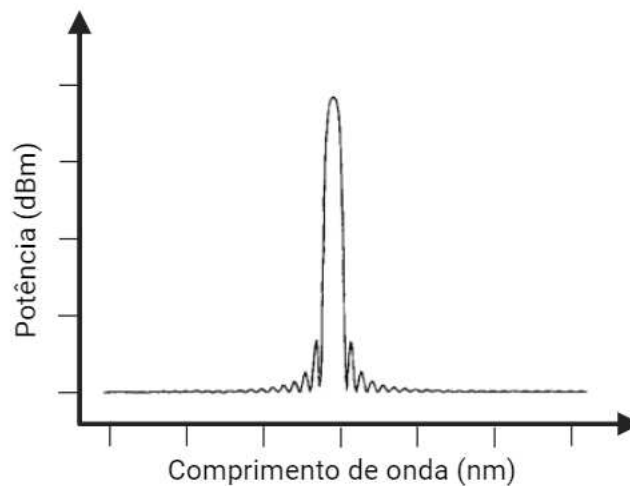
$$2 \left(\frac{2\pi n_{eff}}{\lambda_B} \right) = \frac{2\pi}{\Lambda} \quad (5)$$

Essa equação pode ser simplificada para a primeira-ordem da condição de Bragg, resultando na equação (6).

$$\lambda_B = 2n_{eff}\Lambda \quad (6)$$

onde o comprimento de onda de Bragg é o comprimento de onda de ressonância da Rede de Bragg. A Figura 3 mostra o espectro de reflexão para uma FBG com periodicidade regular.

Figura 3 - Representação espectral da reflexão da luz em Rede de Bragg



Fonte: Autoria própria (2024)

A ressonância da rede de Bragg depende do índice refração efetivo (n_{eff}) do núcleo da fibra e da periodicidade da rede (Λ). O índice de refração efetivo e o período das redes são afetados por alterações de tensão mecânica e temperatura, resultando no deslocamento do comprimento de onda central da rede de Bragg devido às alterações e este pode ser expresso pela equação (7).

$$\Delta\lambda_B = 2 \left(\Lambda \frac{\partial n_{eff}}{\partial l} + n_{eff} \frac{\partial \Lambda}{\partial l} \right) \Delta l + 2 \left(\Lambda \frac{\partial n_{eff}}{\partial T} + n_{eff} \frac{\partial \Lambda}{\partial T} \right) \Delta T \quad (7)$$

O primeiro termo na Equação (7) corresponde a alteração da periodicidade da rede e a alteração do índice de refração pela deformação na fibra ótica, representando efeitos de tensão. O efeito da deformação referido na Equação (7) pode ser expresso pela Equação (8).

$$\Delta\lambda_B = \lambda_B(1 - p_e)\varepsilon_z \quad (8)$$

Em que p_e é uma constante de deformação ótica definida pela Equação (10).

$$p_e = \frac{n_{eff}^2}{2} [p_{12} - \nu(p_{11} + p_{12})] \quad (10)$$

O segundo termo na Equação (7) representa a mudança no comprimento de onda de Bragg devido a expansão térmica, alterando a periodicidade da rede e o índice de refração. Esta alteração pode ser descrita como mostra a Equação (11).

$$\Delta\lambda_B = \lambda_B(\alpha_A + \alpha_n)\Delta T \quad (11)$$

Através da análise das equações apresentadas anteriormente se conclui que a FBG é sensível à variações térmicas (ΔT) e à variações de deformação ou comprimento (Δl).

3 METODOLOGIA

Foi confeccionada uma cinta torácica instrumentada utilizando dois sensores FBGs, um sensor foi utilizado para mensurar simultaneamente a frequência cardíaca e a frequência respiratória e o outro sensor foi utilizado como referência para minimizar a influência dos dados de variação térmica sobre os dados de deformação. O sensor de deformação foi acoplado e encapsulado em material termoretrátil (marca: Termotubos; modelo: 12 mm de diâmetro) utilizando cola de cianoacrilato (marca: Super Bonder, modelo: adesivo instantâneo multiuso), enquanto o sensor de variação térmica não foi acoplado a nenhum material, mas a extremidade do cabo também foi colada no material termoretrátil com a mesma metodologia. Ambos os sensores foram revestidos através bandagem elástica hipoalergênica (marca: Kinesiology Tape; modelo: bandagem elástica 5 m x 5 cm de cor preta). Para fixação das cintas no tórax foi utilizado Velcro (modelo: VELCRO®, modelo: 12 mm) nas extremidades. O sensor de deformação foi posicionado em cima do processo Xifoide do participante durante os testes e o sensor de variação térmica a 10 cm de distância posterior ao sensor de deformação. Nenhum sensor teve contato direto com a pele do participante, mesmo com os sensores a fibra ótica não oferecendo riscos de choques elétricos, por se tratar de cabos óticos. Os testes foram realizados com duração de 60 segundos através de diferentes protocolos de coleta, conforme serão descritos neste capítulo.

3.1 TIPO DE PESQUISA

A pesquisa possui uma abordagem quantitativa, com objetivo de estudo analítico.

3.2 INSTRUMENTOS E PROCEDIMENTOS

3.2.1 Fabricação das FBGs

Todas as redes de Bragg em fibras óticas, utilizadas para a instrumentação das cintas no desenvolvimento deste estudo, foram fabricadas no Laboratório Multiusuário de Fotônica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Os sensores FBGs foram inscritos em segmentos de fibra ótica monomodo padrão (SMF G-652). Precedente ao processo de inscrição das redes de Bragg, a fibra ótica foi submetida ao processo de hidrogenação para aumento da fotossensibilidade da sílica, o que permite que as gravações sejam realizadas utilizando menores energias e obtendo redes de maior intensidade (KASHYAP, 1999; OTHONOS; KALLI, 1999).

O processo para hidrogenação consiste em inserir segmentos de fibra com 1 metro de comprimento em câmara, que é formada por tubo inoxidável, com diâmetro interno de 5 mm e com comprimento de 1 metro. A duração do processo para hidrogenação é de no mínimo 15 dias em temperatura ambiente e pressão da 100 bar.

Após o processo de hidrogenação, uma das extremidades dos segmentos de fibra ótica foi submetida a um processo de aquecimento de 200°C (região com retirada prévia do acrilato), com extensão média de 5 cm. Este processo tem por objetivo a retirada do hidrogênio, para que não seja formada bolhas durante realização do processo de fusão com o cordão ótico que permitirá conexão com o sistema de leitura (interrogação) do referido sensor FBG.

A fusão foi realizada utilizando os cabos óticos previamente descritos com conectores FC/PC, padrão para os equipamentos do laboratório. Todos os revestimentos do cabo ótico foram retirados próximos ao local onde ocorreria a fusão, bem como o acrilato que envolve a fibra, para isso foi utilizado um alicate próprio para decapagem da fibra ótica. Para a limpeza do local, foi utilizado álcool isopropílico. Para que a fusão seja realizada, é necessário que ambas as extremidades (do trecho de fibra e cabo com conectores) sejam clivadas perpendicularmente com o auxílio do clivador (modelo: CT-30; marca: Fujikura). A fusão ocorre através da formação de arcos voltaicos a elevadas tensões elétricas e elevadas temperaturas no interior da máquina de fusão (modelo: FSM-50s; marca: Fujikura). O equipamento faz os ajustes de angulação e

proximidades, além de realizar o teste de tração da emenda ótica ao término da fusão. Durante o processo de fusão é possível que perdas óticas sejam produzidas pela emenda, perdas que são avaliadas e indicadas pelo equipamento na escala de dB. Neste estudo a maior perda registrada foi de 0,13 dB, razoavelmente insignificante em relação às amplitudes dos sinais refletidos pelos sensores o que não prejudica a aquisição dos dados.

O sistema para fabricação das redes de Bragg consiste em uma técnica de gravação baseada na utilização da luz proveniente de um laser de excímero, ArF – Fluoreto de Argônio (marca: Coherent, modelo: Xantos XS), com taxa de repetição de 250 Hz, comprimento de onda de 193 nm e pulsos de energia de 1,5 mJ/pulso, utilizando a técnica de exposição direta da máscara de fase (rede de difração) ao feixe (OTHONOS; KALLI, 1999). O processo consiste na difração da luz do laser através da máscara de fase gerando um padrão de interferência é focalizado no núcleo da fibra ótica, alterando seu índice de refração de forma periódica. Foram utilizadas duas máscaras de fase (marca: Ibsen Photonics) com espaçamentos de 1064,9 nm e 1073,5 nm onde foram obtidas redes de Bragg com picos de comprimento de onda central próximos de 1541 nm e 1553 nm, respectivamente. O tempo de exposição laser é variável. Durante a gravação o sinal refletido pela FBG é monitorado através de um interrogador ótico (marca: Micron Optics, modelo: SM 125, 1 canal, resolução de 5 pm e frequência de aquisição de 2 Hz), e ao atingir amplitudes próximas dos 20 dBm, adequadas para as aplicações nesse trabalho, o laser é interrompido.

Durante o processo de gravação é necessário que seja realizado o alinhamento do feixe do laser utilizando dois espelhos para o UV e realizando assim o direcionamento do feixe para a sistemas de focalização e difração. Através de uma lente cilíndrica é realizado o direcionamento focal do feixe sobre a fibra. A máscara de fase fica posicionada entre a lente cilíndrica e a fibra ótica, possibilitando a construção do padrão de interferência sobre o núcleo da fibra.

O trecho da fibra desejado para gravação do sensor tem 1 cm do acrilato removido e posicionado logo após a máscara de fase, não deixando que fibra e máscara estejam encostados. A fibra é posicionada horizontalmente e paralela à mesa ótica, com variações de altura e distância reguladas através do sistema de posicionamento e fixada por dois grampos magnéticos. O alinhamento

manual envolvendo fibra e feixe é realizado através da observação do padrão fosforescente do feixe espalhado uma folha de papel colocada e retirada somente para essa observação. Para gravação do segundo sensor é utilizado o mesmo processo, mas com 10 cm de distância do primeiro sensor.

O feixe de luz direcionado atravessa a máscara de fase e gera um padrão de interferência na região da fibra ótica, modificando o índice de refração do núcleo de forma periódica através do padrão da máscara de fase.

A mesa ótica em que o sistema de gravação se encontrava possui um sistema pneumático antivibrações, gerando estabilidade para a gravação frente a possíveis vibrações propagadas pelo solo. Esta metodologia de gravação visa minimizar as possíveis perturbações geradas no caminho ótico reduzindo possível degradação do padrão de interferência.

Este sistema já está implantado no Laboratório de Multiusuário de Fotônica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná e não foi necessário a realização de nenhuma modificação no sistema, técnica ou estrutural, para a realização das gravações dos sensores.

3.2.2 Acoplamento e encapsulamento dos sensores FBGs

Finalizada a etapa de gravação dos sensores, foi iniciada a etapa de montagem da cinta. A cinta foi formada por material termoretrátil (marca: Termotubos; modelo: 12 mm) cortado próximo a 1 metro de comprimento. Este material foi revestido por material hipoalergênico com revestimento de algodão popularmente conhecida por bandagem elástica (marca: Kinesiology Tape; modelo: bandagem elástica 5 m x 5 cm de cor preta), auxiliando o encapsulamento da fibra e garantindo a minimização de qualquer risco alérgico ao participante da pesquisa. Esta bandagem é composta de adesivo Acrílico com propriedades hipoalérgicas e algodão, não contém látex e não possui medicamentos em sua composição.

Foi realizado na parte central da cinta a abertura do material para realização da colagem dos sensores utilizando cola de secagem instantânea (marca: Super Bonder, modelo: adesivo instantâneo multiuso). Foi realizado um corte de 10 cm de comprimento e 12 mm de largura. Na parte interna da cinta foi

colado o sensor de deformação juntamente com todo o trecho de fibra que se enquadrava dentro do recorte. A colagem foi feita primeiro em um ponto da fibra, posteriormente a fibra foi esticada e colado outro ponto, garantindo o estiramento prévio do sensor, em seguida foi colada toda a região. O sensor responsável pela medição da variação térmica foi colocado posterior a este trecho, com uma distância de 10 cm, onde o mesmo não foi colado.

Nas duas extremidades da cinta, foi costurado e colado duas tiras de Velcro (modelo: VELCRO®, modelo: 12 mm com aproximadamente 10 cm de comprimento e 12 mm de largura), responsável pela fixação da cinta no tórax do indivíduo e para que a cinta não se soltasse conforme o decorrer dos testes.

Em nenhum momento os sensores ou o material termorretrátil tiveram qualquer contato com a pele do paciente. Os sensores óticos não oferecem risco de choque ao participante, por se tratar de sensores óticos livres de corrente elétricas, mas o cuidado foi tomado visando a possibilidade de ambos os materiais possibilitarem alguma alergia ao participante. Este estudo visa ser inclusivo em todas as suas demandas, observando inclusive propriedades hipoalérgicas.

3.2.3. Sistema de interrogação

Para o processo de fabricação e gravação das FBG foi utilizado o interrogador ótico (marca: Micron Optics, modelo: SM 125, 1 canal, resolução de 5 pm e frequência de aquisição de 2 Hz), um computador portátil (marca: HP, modelo: HP 240 G3).

Os ensaios de caracterização e os ensaios experimentais tiveram os sensores FBG sendo monitorados simultaneamente utilizando um interrogador ótico (marca: Ibsen Photonics; modelo: I-MON 256 USB, 1 canal e frequência de aquisição de até 6 kHz) e um computador portátil (marca: HP, modelo: HP 240 G3).

A coleta de dados durante os ensaios experimentais foi realizada em diferentes frequências de aquisição e com uma janela de tempo fixada em 60 segundos.

Os dados obtidos foram analisados através de *software* desenvolvido para este objetivo, sendo ele o OriginPro (marca: OriginLab; licença estudantil). Para a análise através da FFT (*Fast Fourier Transform*) foi utilizado o *software* MatLab (marca: MathWorks Inc; licença fornecida através da UTFPR).

3.2.4. Ensaio experimentais

Para realização dos ensaios experimentais o participante da pesquisa, sendo um dos pesquisadores deste estudo de caso, com 25 anos de idade e do sexo masculino foi selecionado. O participante se apresentou autodeclarando-se, estar com condições plenas de saúde, que não possui comorbidade física ou motora que possa impedir a livre movimentação de membros superiores e inferiores durante os ensaios requeridos pela metodologia da pesquisa. Por condições plenas de saúde entende-se: não possuir nenhuma limitação física ou motora que impeça a realização dos movimentos de intensidade leve/moderada necessários para o estudo. O avaliado apresentou prévio conhecimento do termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO I), bem como sua total aceitação.

Antes do início de todos os testes foi realizado o controle de temperatura e umidade no Laboratório Multiusuário de Fotônica, somente posterior a verificação de temperatura e umidade que os testes foram iniciados.

Os ensaios foram divididos em quatro protocolos diferentes onde o indivíduo foi submetido a testes em apneia respiratória, respiração em repouso, respiração controlada e durante o movimento de corrida estacionária (*Skipping*). Para todos os protocolos a cinta foi posicionada na mesma região anatômica do indivíduo, em todos os momentos foi considerado o Processo Xifoide como referência. O sistema proposto deve demonstrar eficiência de leitura em diferentes situações, assim resultando em testes com diferentes protocolos.

3.2.4.1. Apneia respiratória

Foram realizados três testes de apneia respiratória para cada frequência de amostragem. O participante foi instruído a realizar uma inspiração enchendo os pulmões com o volume máximo de oxigênio, em seguida deveria interromper

o fluxo de ar pelo maior tempo possível. No momento em que o participante não conseguisse mais manter a interrupção de fluxo, deveria esvaziar os pulmões totalmente, inflá-los novamente em seguida e voltar a interromper o fluxo. Os testes tiveram duração máxima de 60 segundos e sempre com o participante em pé.

3.2.4.2. Respiração em repouso

Para os testes com o participante realizando respiração em repouso, ele foi instruído a se manter calmo, sem realizar outro tipo de atividade e se manter na posição de preferência (em pé ou sentado). O participante não poderia ficar olhando para o monitor, para que os resultados não fossem influenciados por estresse ou ansiedade decorrentes da captação dos dados. Neste protocolo a coleta de dados deve acontecer tentando minimizar ao máximo o grau de influência do participante na sua respiração. A respiração é um ato involuntário e as medidas coletadas para este protocolo devem ser fidedignas a este processo. Foram realizados quatro testes de respiração em repouso para cada frequência de amostragem.

3.2.4.3. Respiração controlada

Os testes de respiração controlada foram padronizados com o indivíduo na posição sentada, onde ele deveria realizar movimentos de inspiração e expiração de maneira voluntária. O indivíduo foi instruído a inspirar pelas narinas e expirar pela boca. Cada ciclo respiratório completo deveria ser realizado com duração média entre 7 e 8 segundos. Os quatro ensaios foram realizados com o auxílio de um cronômetro para controle temporal. O participante foi instruído a não conversar, mas durante todo o tempo estava recebendo as orientações referente a aplicação.

3.2.4.4. Corrida Estacionária

Os testes consistem movimentos de corrida estacionária, conhecida como *Skipping*, onde o participante deveria realizar os movimentos durante o período de 60 segundos ou ao atingir 8 na escala de percepção subjetiva de esforço. A corrida estacionária consiste em um movimento de elevação alternada de membros inferiores até o instante onde as pernas ficam flexionadas e as coxas se colocam paralelas ao solo.

Para que a comunicação entre o participante e os aplicadores auxiliares fosse clara e objetiva, foi utilizada a Escala de Percepção Subjetiva de Esforço - PSE (BORG, 1982). A PSE consiste em uma tabela com uma escala numérica em que o indivíduo de forma subjetiva indica com as mãos, conforme percepção própria, a intensidade do exercício que está realizando. A escala possui uma variação de 0 a 10, conforme demonstrado na Tabela 1, onde basta uma indicação do participante para que a percepção do esforço seja compreendida pelos aplicadores.

Tabela 1 - Escala da Percepção Subjetiva de Esforço

| Classificação | Descritor |
|----------------------|--------------------|
| 0 | Repouso |
| 1 | Muito, Muito Fácil |
| 2 | Fácil |
| 3 | Moderado |
| 4 | Um Pouco Difícil |
| 5 | Difícil |
| 6 | - |
| 7 | Muito Difícil |
| 8 | - |
| 9 | - |
| 10 | Máximo |

Fonte: BORG, G. A. (1982).

A instrução dada foi para que o participante utilizasse roupas leves e próprias para prática de atividade física, para que não fosse um fator limitante do movimento, o que pode interferir de maneira significativa na intensidade do exercício e como consequência nos resultados da pesquisa.

É importante ressaltar que nenhum dos testes precisou ser interrompido devido a percepção subjetiva de esforço elevada, mas o indivíduo foi sendo estimulado para não diminuir a intensidade em que realizava os movimentos.

3.3 CARACTERIZAÇÕES DOS SENSORES

Esta sessão busca apresentar a metodologia desenvolvida para realização dos ensaios de caracterização do dispositivo utilizado nos ensaios de movimento cardíaco e respiratório. Foram realizados diferentes testes de caracterização, se utilizando de protocolos distintos que serão apresentados a seguir.

3.3.1 Caracterização por força

O primeiro sistema proposto foi realizado gerando um estiramento no material que compõe a cinta através da inserção de massas, com cargas controladas, a cada 2 minutos com duração total do teste em 14 minutos e 11 segundos, tempo este em que a cinta se rompeu. Através deste ensaio é gerado um gráfico de deformação por variação de força, expressa em newtons (N).

A montagem deste sistema consiste em colocar um recipiente preso a cinta para que possibilite o manuseio das cargas. A cinta foi colocada perpendicular ao solo e suspensa em uma haste a 2 metros de altura.

Para fixar a cinta na haste foi utilizado um suporte com travas de parafuso, onde foi garantido a completa fixação tanto do sistema na haste, bem como da cinta no suporte, para que esta não escorregasse durante os testes. Para fixação do recipiente foram utilizados fios de Nylon torcido transpassados em torno do recipiente e amarrados distribuindo o centro de massa para um único ponto.

Na montagem da cinta foi utilizado dois sensores FBGs onde um foi inserido junto ao material termoretrátil (marca: Termotubos; modelo: 12 mm), gravado com *pitch* de 1064,90 nm, este sensor para avaliar a variação do estresse ocasionado pelo estiramento do material e o outro sensor foi colocado ao longo do cabo ótico para uma possível variação térmica ser mensurada, com *pitch* de gravação de 1073,50 nm.

As cargas foram pesadas através de balança analítica com duas casas decimais após a vírgula, feito assim para se obter o controle exato das inserções

e retiradas dos pesos. As cargas foram inseridas parcialmente e após decorridos 120 segundos, dados para estabilização dos patamares no espectro, foram inseridas as próximas cargas.

Em um dos ensaios, o objetivo metodológico era finalizar a caracterização com o rompimento do material que compõe a cinta ou da fibra ótica, demonstrando o valor de estiramento máximo. Posteriormente no segundo ensaio realizado com estas características não se tinha por objetivo o rompimento da fibra, mas observar a similaridade comportamental de diferentes cintas com a mesma metodologia de caracterização.

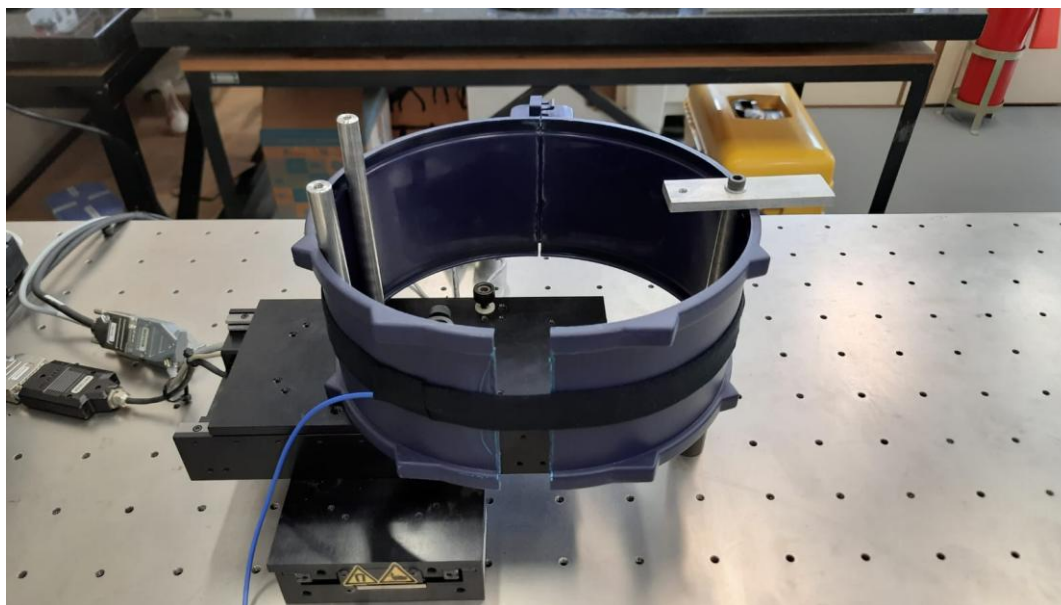
3.3.2 Caracterização mecânica

O sistema construído para este protocolo foi montado através de motores de passo Newport (marca: Newport; modelo: XPS) para que realizassem deformações semelhantes as variações ocasionadas pelo tórax durante o ciclo respiratório.

Foi utilizado objeto plástico circular para se assemelhar com as características da circunferência torácica e assim servir de acomodação para a cinta durante os testes. Este objeto possui apenas uma região de abertura, região onde foi posicionado o local da cinta em que se encontrava o sensor FBG responsável pela aferição da deformação, enquanto todas as demais regiões do material plástico estavam fechadas e sem possibilidade de abertura.

O estresse mecânico foi gerado no objeto plástico, ocasionado variação do diâmetro do material e conseqüentemente este estresse era gerado na cinta, conforme observado na Figura 4.

Figura 4 - Representação do sistema construído para caracterização mecânica.



Fonte: A autoria própria (2024)

Através deste sistema foi realizado um ensaio simulando um ciclo respiratório escalonado por patamares e um segundo ensaio garantido que fossem executadas três repetições simultâneas, simulando o equivalente a três ciclos respiratórios, possibilitando seja observada a reprodutibilidade da cinta torácica. O sistema realizou variações de patamar em 3,1 mm de distância das hastes dos motores, chegando à variação máxima de 15,5 mm e retornando patamar a patamar até a distância inicial.

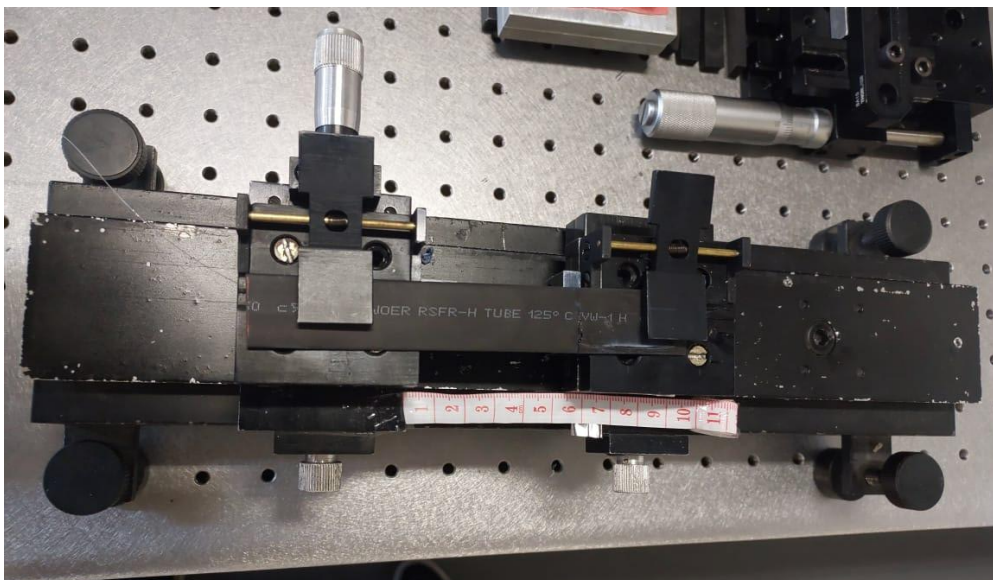
3.3.3 Caracterização mecânica com micrômetro

Este ensaio não foi realizado utilizando toda a extensão da cinta, e sim um trecho do material que a compõe, juntamente com o feixe de fibra ótica.

Foi recortado um trecho de aproximadamente 20 cm da cinta, e por toda a extensão do material foi inserida a fibra ótica. Foi realizada abertura semelhante à cinta na região central deste trecho (corte de 10 cm de comprimento e 12 mm de largura), e posteriormente colado com cola de secagem instantânea (marca: Super Bonder, modelo: adesivo instantâneo multiuso) a FBG dentro da região de corte, seguindo o padrão de colagem da

cinta torácica. A Figura 5 representa a montagem deste sistema de caracterização.

Figura 5 - Representação do sistema construído para caracterização com micrômetro



Fonte: Autoria própria (2024)

O trecho da cinta bem como a fibra ótica, foram colados no micrômetro através de cola de secagem instantânea (marca: Super Bonder, modelo: adesivo instantâneo multiuso) além de presos com fixador magnético do próprio sistema do micrômetro.

As alterações de distância e deformação foram realizadas de forma manual, com rotação do micrômetro de 0,5 micrometros a cada patamar.

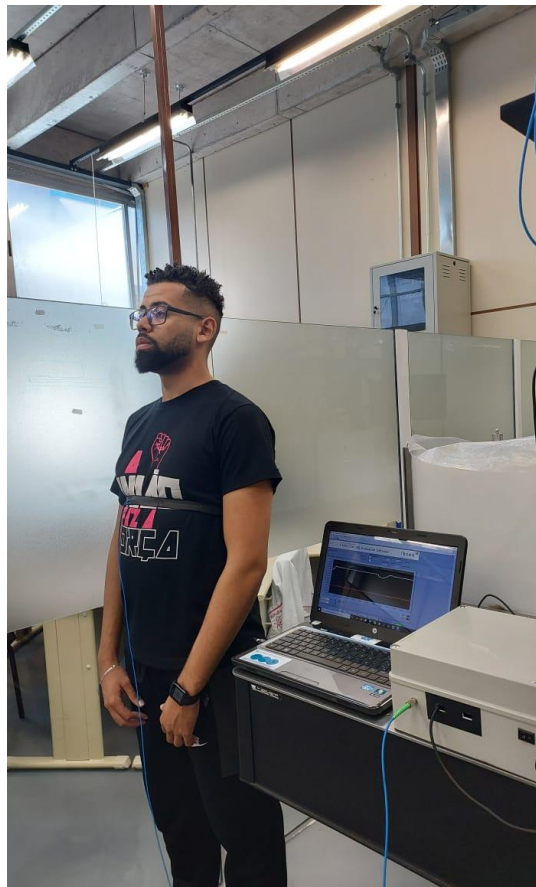
3.3.4 Caracterização *in vivo*

Foram realizados três ensaios de caracterização *in vivo* com o objetivo de observar o comportamento da FBG frente aos diferentes estímulos respiratórios. O avaliado utilizou a cinta torácica enquanto foram realizadas medidas simultâneas de variação do diâmetro torácico.

Foram utilizados dois protocolos para esta caracterização, onde o primeiro consistia em o indivíduo realizar 10 segundos de respiração em repouso, posteriormente inflar os pulmões e realizar 10 segundos de apneia respiratória,

em seguida de 10 a 20 segundos de respiração em repouso e finalizar com 10 segundos de apnéia respiratória com os pulmões desinflados. O último protocolo se caracterizava pelo indivíduo realizar ciclos respiratórios em repouso durante o tempo de 30 segundos. A Figura 6 representa o sistema de caracterização realizado com o indivíduo.

Figura 6 - Representação do sistema de caracterização *in vivo*



Fonte: Autoria própria (2024)

Para análise comparativa da frequência cardíaca foi utilizado um cardiofrequencímetro (modelo: Forerunner® 35, marca: Garmin) com taxa de amostragem em 1 Hz. Este dispositivo foi colocado na região do punho do avaliado, não influenciando na captação dos dados da cinta torácica.

4. RESULTADOS

4.1 CARACTERIZAÇÃO DO DISPOSITIVO

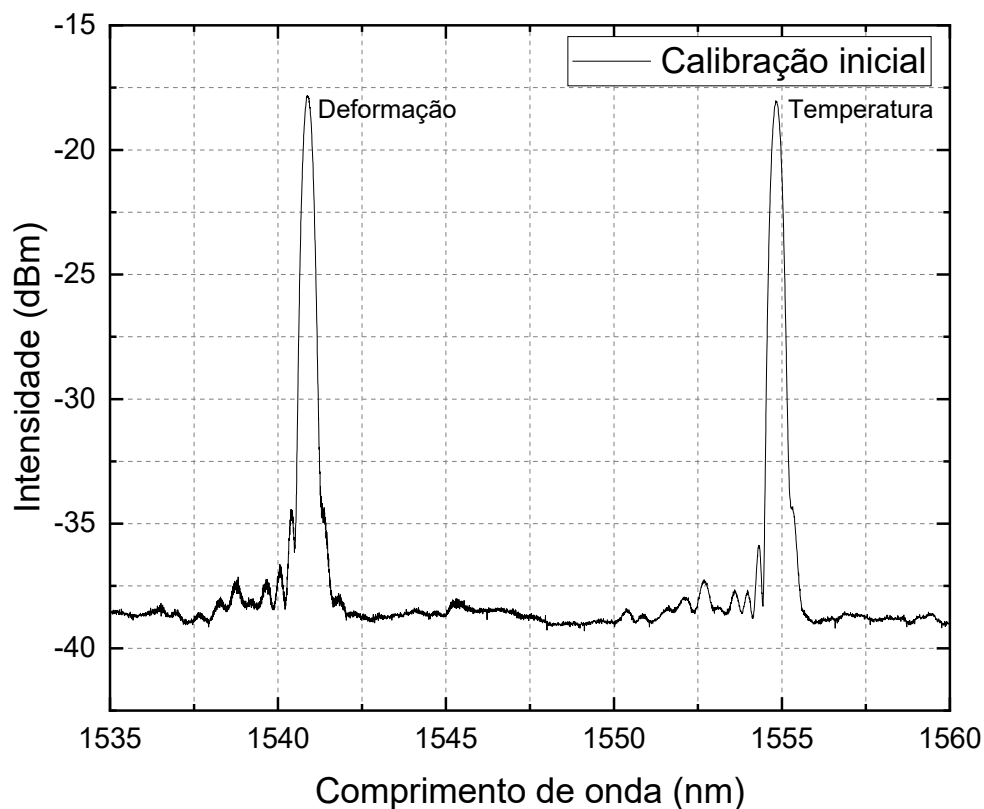
Esta sessão descreve todos os resultados obtidos através dos ensaios de caracterização do dispositivo utilizado nos ensaios de movimento cardíaco e respiratório.

Através da análise dos dados obtidos pelas caracterizações é possível concluir que as variações de tensão mecânica geram variações de comprimento de onda. Observando as variações de tensão obtidas em uma escala de força (N) é possível relacioná-las com variações de deformação, onde será representado por ϵ e com variações de comprimento de onda (nm) em função da escala de tempo (s).

4.1.1. Caracterização por força

O primeiro ensaio de caracterização consistiu em aplicar a deformação na cinta através de força, resultando na obtenção do espectro de calibração inicial para o sensor de deformação, com comprimento de onda em 1540,870 nm e com intensidade de -17,82 dBm, conforme mostrado na Figura 7. O sensor inserido ao longo do cabo para controle da variação de temperatura apresentou comprimento de onda inicial de 1554,820 nm e com intensidade de -18,03 dBm.

Figura 7 - Espectro de calibração inicial para caracterização por força

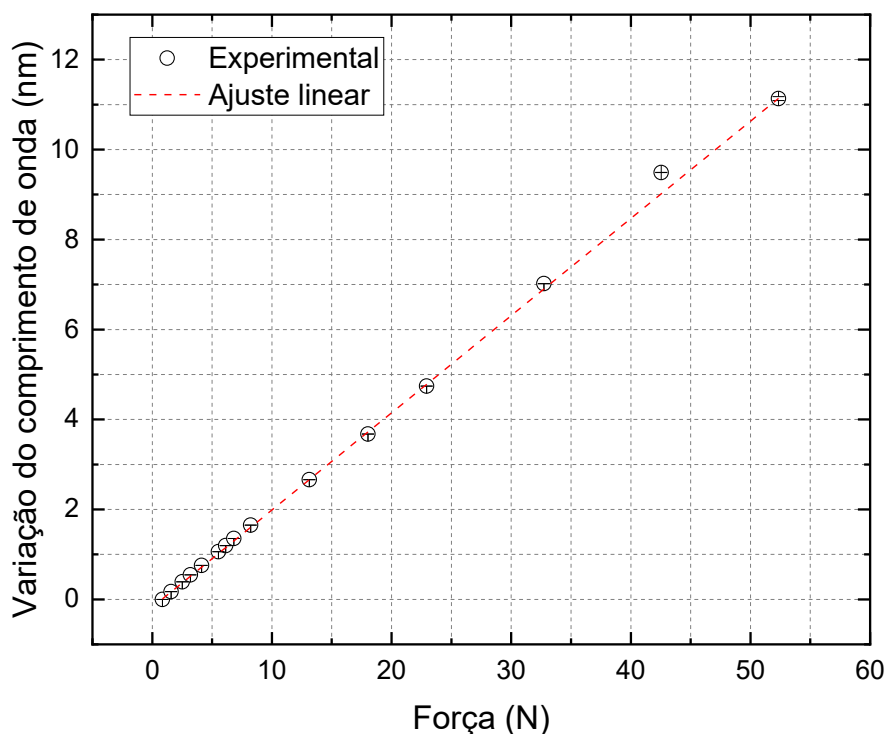


Fonte: Autoria própria (2024)

Ao longo do ensaio, observou-se a variação de comprimento de onda entre o início do teste até o ponto máximo de 12,390 nm, com duração total do ensaio em 50 minutos e 6 segundos. O rompimento do material que compunha a cinta aconteceu após ser inserida uma carga total de 5,34 kg e ter gerado uma força de 52,35 N.

Foram calculadas as médias dos valores obtidos durante o período em que o sensor ficou exposto a cada força aplicada, resultando no gráfico mostrado na Figura 8. A variação de comprimento de onda resultou o valor de 11,14 nm até o instante de rompimento total da cinta. Foi realizado um ajuste linear nos dados obtidos, revelando uma sensibilidade de $0,216 \pm 0,001$ nm/N com coeficiente de determinação R^2 de 0,999.

Figura 8 - Média dos patamares gerados pela variação da força



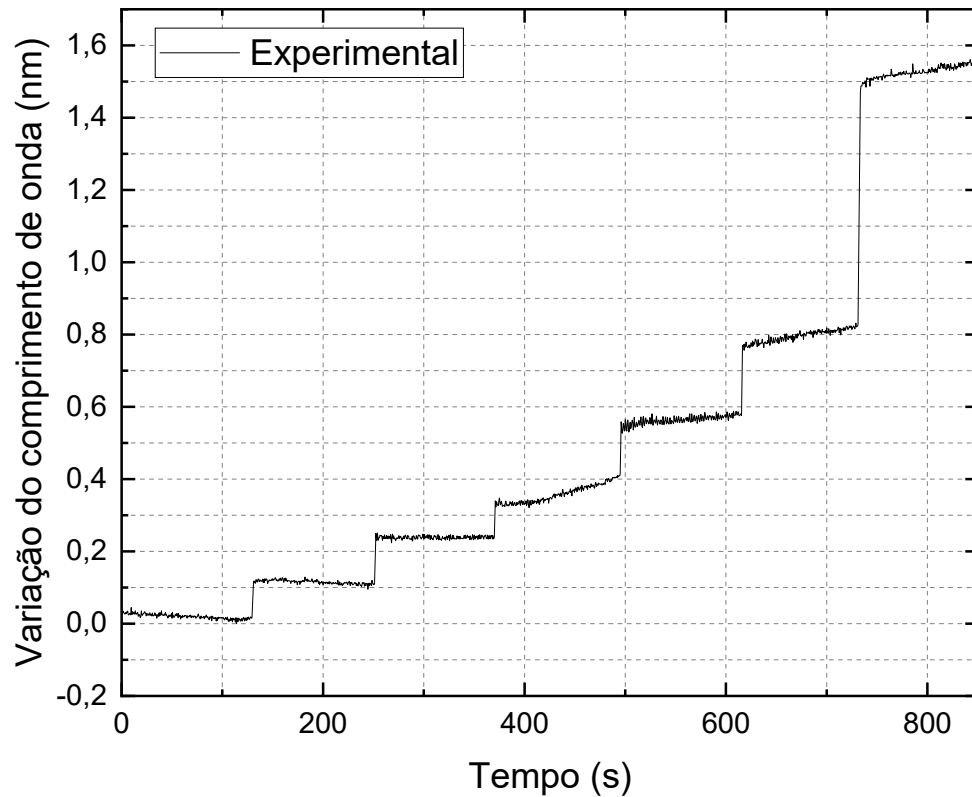
Fonte: Autoria própria (2024)

O segundo ensaio foi realizado utilizando outra cinta com características similares e com mesmo protocolo do primeiro ensaio de caracterização por força, porém alterando a quantidade de cargas aplicadas. Este teste teve duração total de 14 minutos e 11 segundos, foi utilizado uma carga máxima de 977,06 gramas. As cargas foram adicionadas a cada dois minutos, permitindo a estabilização dos patamares.

Os resultados indicaram que o comprimento de onda inicial do sensor de deformação foi de 1540,620 nm e com intensidade de -38,12 dBm, já para o sensor de temperatura foi apresentado o valor inicial em 1552,930 nm e com intensidade de -38,66 dBm.

Na Figura 9 são apresentados os resultados obtidos durante cada variação de força gerada. Observa-se que a variação de patamar não ocorreu de forma linear devido a diferença de massas das cargas utilizadas no teste, fato este que ocorreu devido a disponibilidade de cargas presentes no laboratório. As cargas inseridas tinham peso de 73,95 g, 94,61 g, 69,39 g, 95,30 g, 143,81 g e 500 g respectivamente.

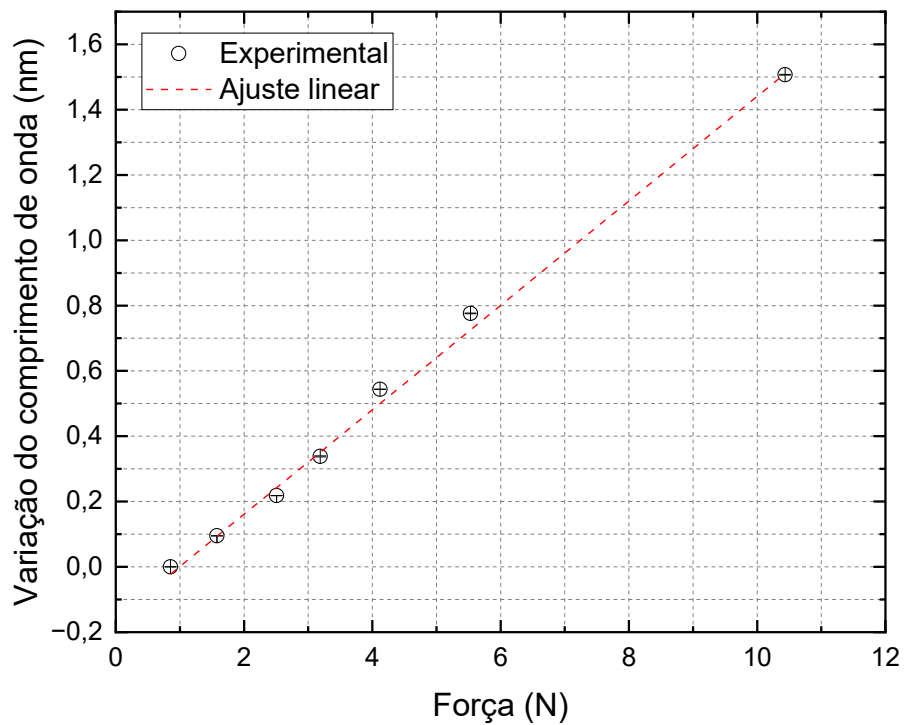
Figura 9 - Variação do comprimento de onda em ensaio de variação por força



Fonte: Autoria própria (2024)

Conforme observado na Figura 10 foram obtidas as médias de cada patamar e posteriormente realizado o ajuste linear. Através do ajuste se obteve a sensibilidade de $0,159 \pm 0,005$ nm/N com R^2 de 0,993. A variação do comprimento de onda entre a média inicial e a média final foi de 1,51 nm.

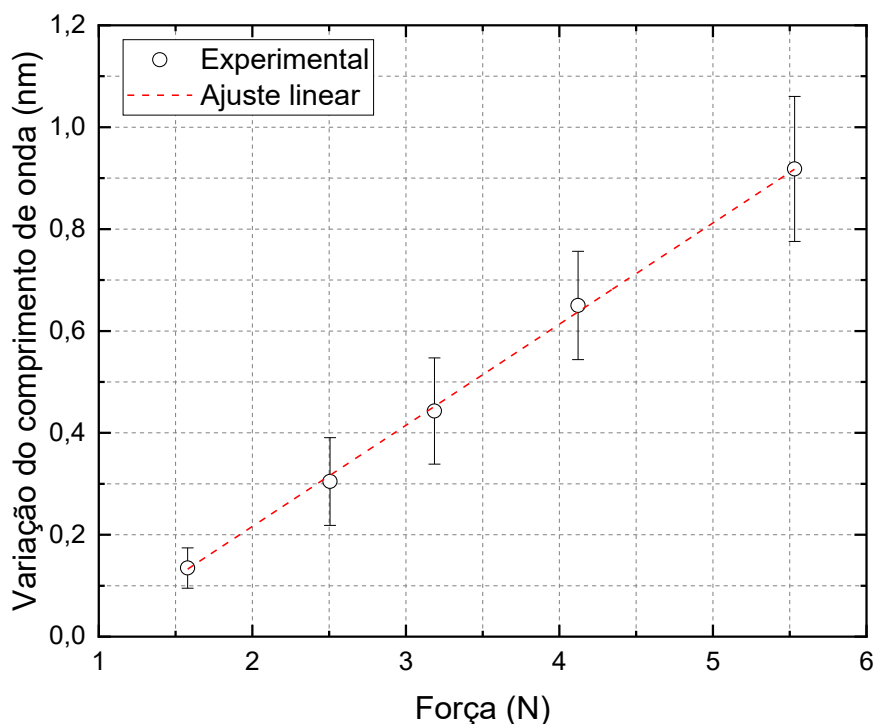
Figura 10 - Médias dos resultados de cada patamar adquirido em caracterização por força



Fonte: Autoria própria (2024)

A comparação entre os dois ensaios revela que o primeiro ensaio apresentou um coeficiente de sensibilidade de $(216,03 \pm 1,51)$ pm/N e o segundo com $(159,95 \pm 5,66)$ pm/N. A sensibilidade média obtida através do ajuste linear considerando os coeficientes dos dois ensaios, conforme mostrado na Figura 11, foi de $(198,6 \pm 3,5)$ pm/N.

Figura 11 – Média dos resultados e dos coeficientes encontrados a partir dos ensaios de caracterização por força



Fonte: Autoria própria (2024)

A variação entre a sensibilidade encontrada entre primeiro e segundo ensaio foi de 56,08 pm/N.

Ao considerar somente o intervalo em que foram aplicadas cargas semelhantes entre os ensaios, a diferença de sensibilidade observada foi de 54,57 pm/N. Através do ajuste linear o primeiro ensaio apresentou sensibilidade de $(225,96 \pm 2,36)$ pm/N com R^2 de 0,999 e o segundo ensaio apresentou sensibilidade de $(171,39 \pm 11,96)$ pm/N com R^2 de 0,992.

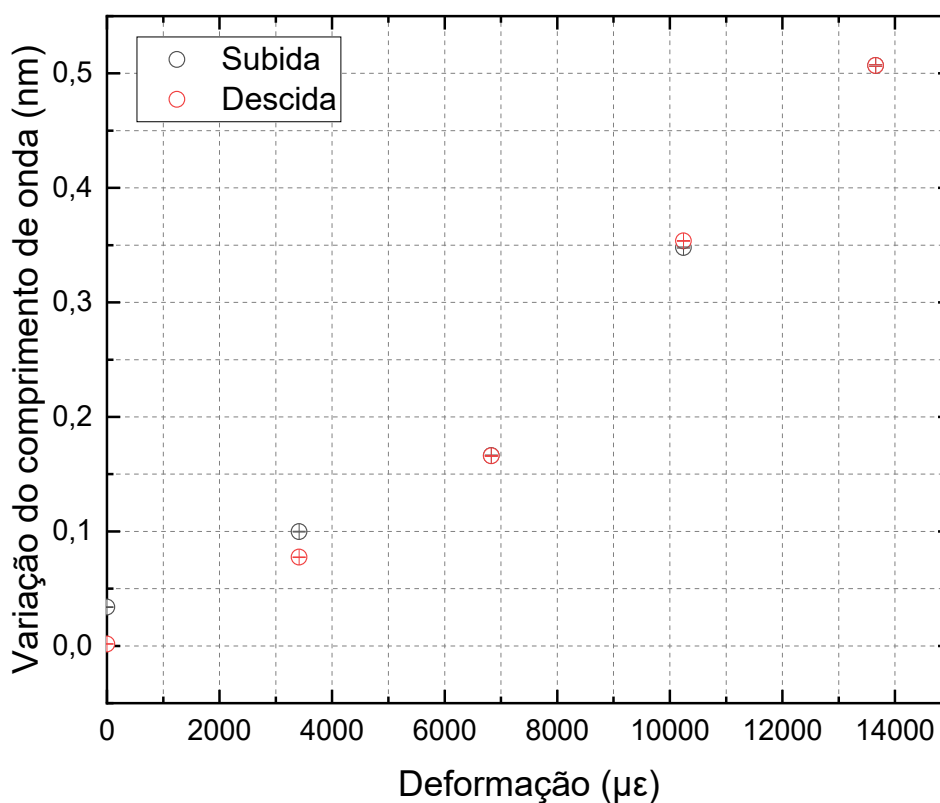
A diferença entre as sensibilidades encontradas através dos ensaios não se justifica apenas pela faixa de operação ou de carregamento aplicado, mas pela forma construtiva e de desenvolvimento da cinta torácica. Através do processo de caracterização individual de cada cinta é possível minimizar os erros, ainda que extremamente pequenos, de reprodutibilidade, melhorando assim o processo de fabricação.

4.1.2. Caracterização mecânica

Durante os ensaios para caracterização mecânica utilizando motores, foi obtido um espectro inicial com comprimento de onda de 1541,060 nm e intensidade de -24,01 dBm para o sensor de deformação. Para o sensor de temperatura foi encontrado o comprimento de onda inicial em 1552,720 nm e intensidade de -23,31 dBm.

Primeiramente foram calculadas as médias de cada patamar para subida e descida, conforme apresentado na Figura 12. Através da integral calculada para ambos os patamares, se verificou a histerese de 112,97 nm.μϵ.

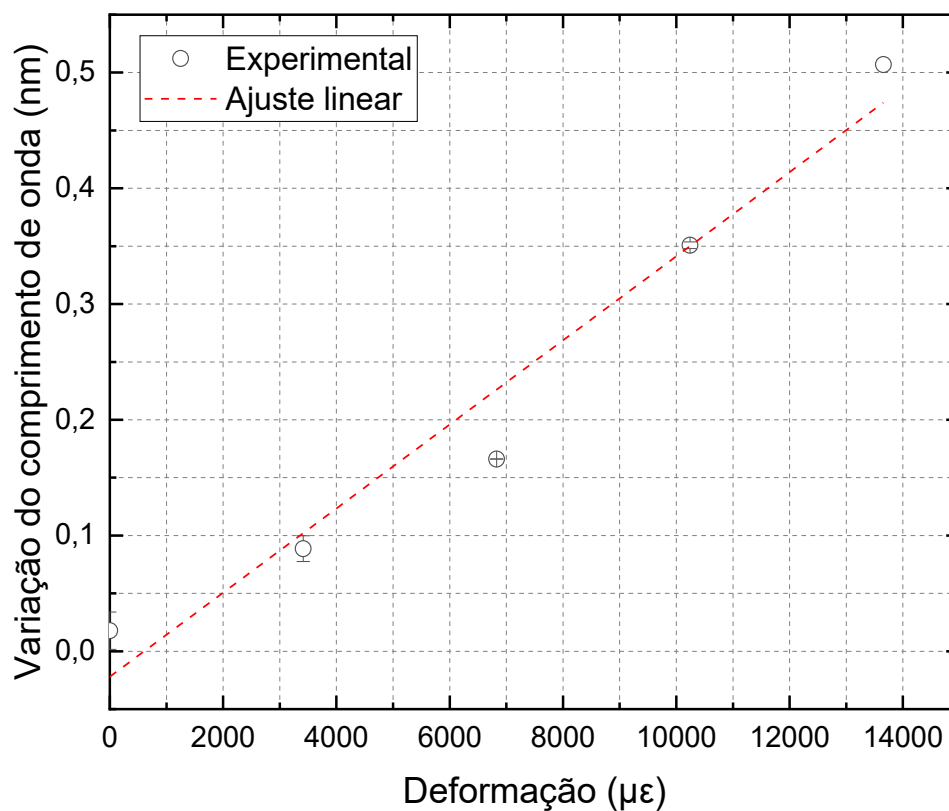
Figura 12 - Média dos patamares de subida e descida encontrados a partir de caracterização mecânica



Fonte: Autoria própria (2024)

Com base no gráfico das médias de cada patamar, foi calculada a média entre os valores de subida e descida, obtendo o gráfico representado na Figura 13. Através desta média foi realizado um ajuste linear dos dados, obtendo uma sensibilidade de $(3,633 \cdot 10^{-5} \pm 4,290 \cdot 10^{-6})$ nm/μϵ com R^2 de 0,946. A variação entre a maior e a menor média demonstrou o valor de 0,49 nm.

Figura 13 - Média entre os patamares encontrados a partir da aplicação de semelhante deformação

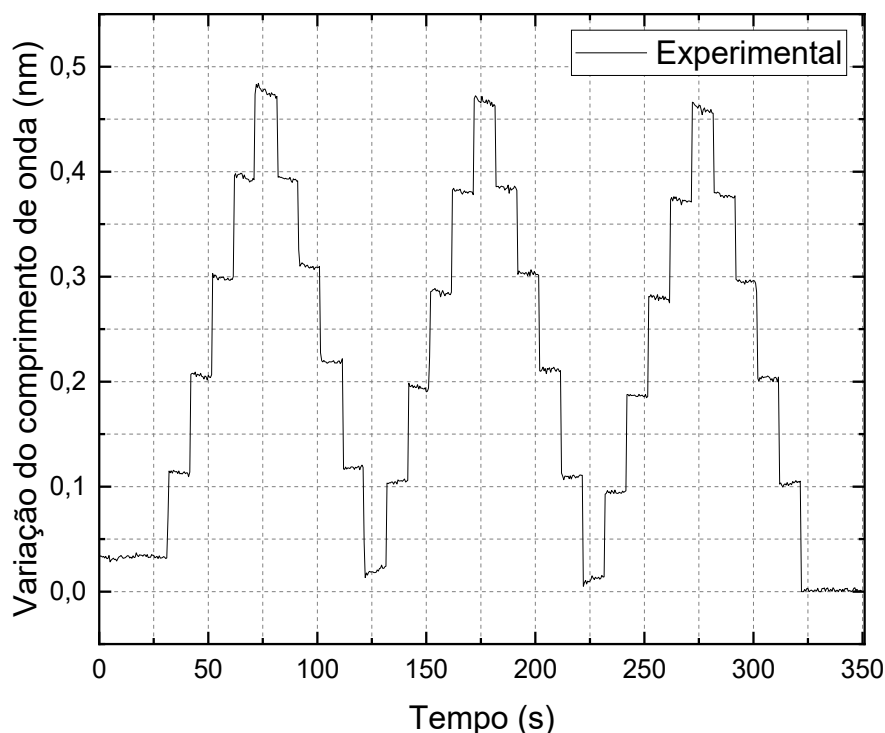


Fonte: Autoria própria (2024)

Posteriormente, foi realizado o segundo ensaio utilizando metodologia semelhante, mas com maior repetibilidade para avaliar e definir se o comportamento seria representado de maneira linear ou polinomial. A Figura 14 mostra a variação do comprimento de onda obtido através da deformação da cinta em função do tempo.

O teste teve duração total de 5 minutos e 51 segundos, com variação do comprimento de onda entre o ponto máximo e mínimo de 0,48 nm.

Figura 14 - Variação do comprimento de onda realizado através de caracterização mecânica



Fonte: Autoria própria (2024)

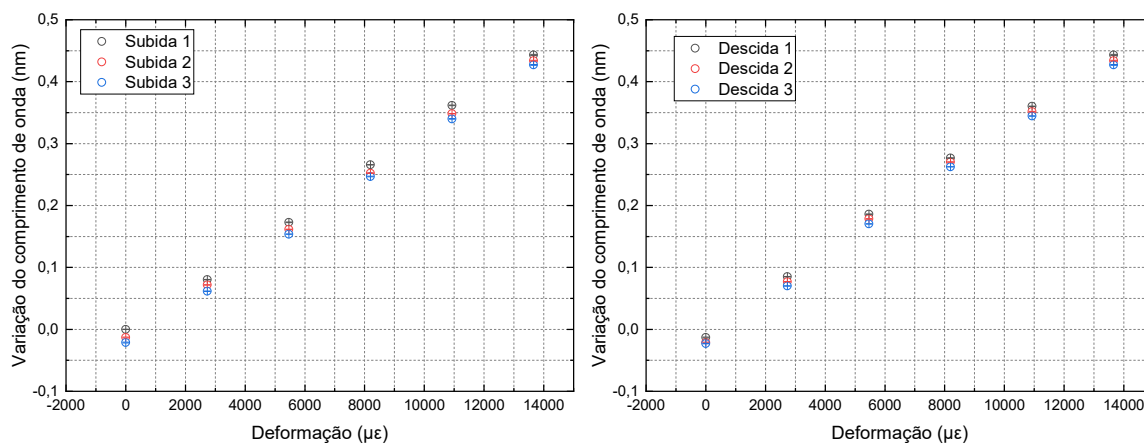
Durante este ensaio de caracterização foi observado que em todos os momentos em que a tensão mecânica se igualava à tensão aplicada inicialmente, as medidas de comprimento de onda se deslocavam para valores menores. Esse fenômeno pôde ser observado entendendo que a fibra ótica poderia estar escorregando nos pontos de fixação, gerando um leve arco na fibra e ocasionando o relaxamento no sensor.

A variação em comprimento de onda encontrada entre a média dos valores iniciais e a média dos valores finais foi de 0,023 nm. Os valores iniciais e finais para cada novo ciclo de subida e descida variaram de 0,013 nm para o primeiro, 0,008 nm para o segundo e 0,001 nm para o terceiro. As médias dos valores de pico apresentaram variações de 0,009 nm entre o primeiro e o segundo, 0,007 nm entre o segundo e o terceiro e de 0,016 nm entre o primeiro e o terceiro ciclo.

Foram realizadas análises de correlações entre as curvas de subidas e posteriormente entre as curvas de descidas, com o objetivo de encontrar a histerese, bem como o coeficiente de sensibilidade. A histerese obtida através

das subidas foi de 266,294 nm.μ ϵ e a histerese encontrada através das descidas foi de 201,052 nm.μ ϵ , conforme mostrado a partir da Figura 15.

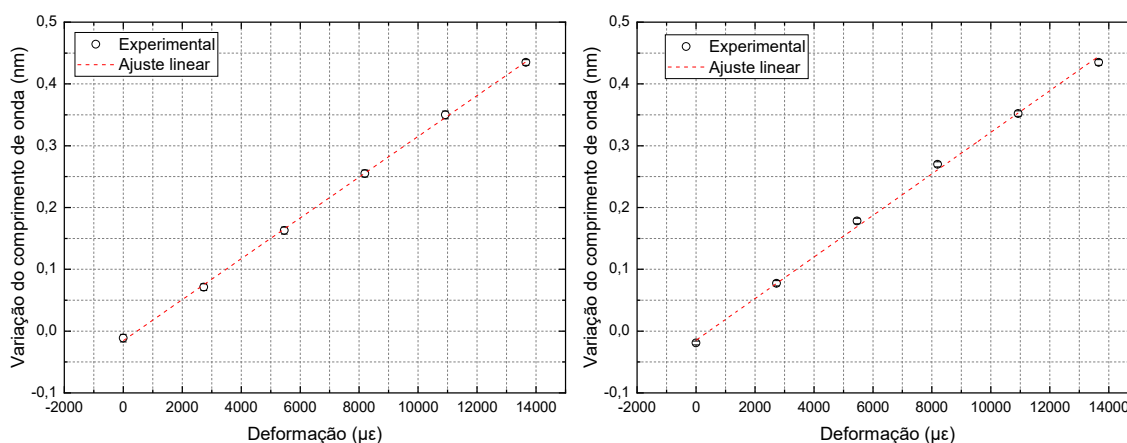
Figura 15 - Médias dos patamares de subida e descida para os dados obtidos através de caracterização mecânica



Fonte: Autoria própria (2024)

Através da média entre as curvas de subidas e a média entre as curvas de descidas, foram encontrados os resultados apresentados na Figura 16.

Figura 16 - Médias entre os resultados encontrados por caracterização mecânica juntamente com ajuste linear



Fonte: Autoria própria (2024)

A sensibilidade encontrada a partir do ajuste linear realizado na média das subidas foi de $(3,304 \cdot 10^{-5} \pm 2,963 \cdot 10^{-7})$ nm/μ ϵ com R^2 de 0,999 e através do ajuste linear nas médias das descidas foi de $-(3,364 \cdot 10^{-5} \pm 6,734 \cdot 10^{-7})$ nm/μ ϵ

com R^2 de 0,998. A histerese encontrada através da subtração das áreas das médias dos patamares foi de 95,09 nm.με.

Ao término deste protocolo de caracterização foi realizado o cálculo de deformação na cinta e no sensor. Para a tensão gerada na cinta foi encontrado:

$$\frac{\Delta L}{L} = \frac{2\pi\Delta r}{2\pi r} = \frac{\frac{\Delta D}{2}}{\frac{D_0}{2}} = \frac{\Delta D p}{D_0} = \frac{0,31 \text{ cm}}{22,7 \text{ cm}} = 0,013656 \quad (12)$$

$$1\mu\epsilon = \frac{1\mu m}{1m} \rightarrow 13656 \frac{\mu m}{m} = 13656 \mu\epsilon \quad (13)$$

Para a tensão gerada no sensor:

$$\Delta\lambda \cong 1541,943 - 1541,500 \cong 0,44324 \text{ nm} \quad (14)$$

$$\frac{0,443 \text{ nm}}{1,2 \times 10^{-3} \frac{\text{nm}}{\mu\epsilon}} \mu\epsilon = 369,37 \mu\epsilon \quad (15)$$

A análise dos resultados obtidos indica uma deformação de 2,7% no sensor quando comparada a deformação gerada na cinta.

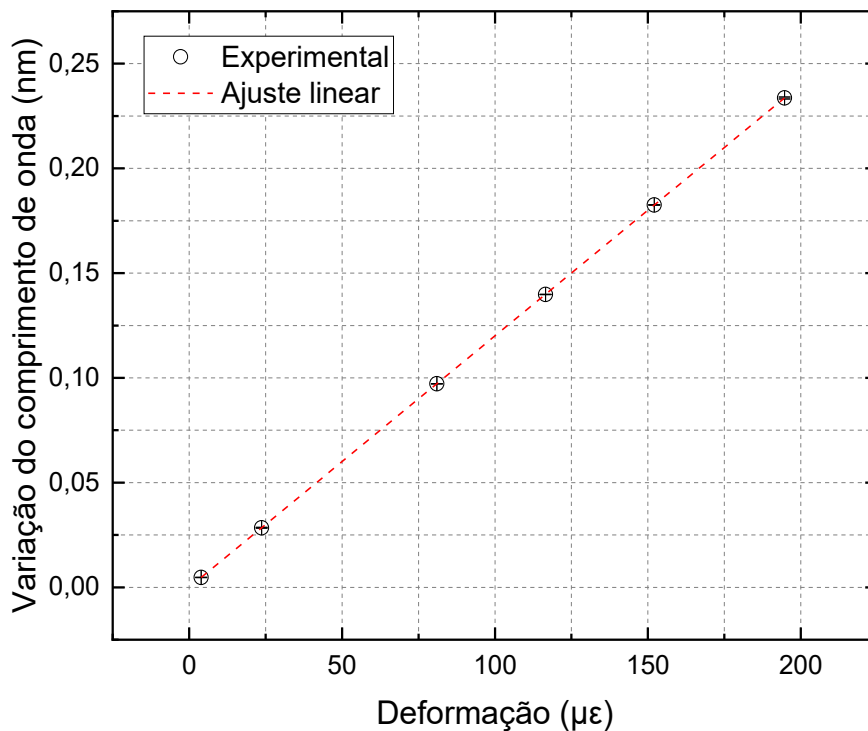
A correlação dos valores obtidos entre o primeiro e segundo ensaio resultou em uma média das sensibilidades com o valor de $(3,483 \cdot 10^{-5} \pm 4,774 \cdot 10^{-6})$ nm/με. A variação das histereses obtidas entre ambos os ensaios foi de 17,88 nm.με.

4.1.3. Caracterização mecânica com micrômetro

No primeiro ensaio realizado com micrômetro, o sensor de deformação apresentou comprimento de onda inicial de 1539,90 nm e intensidade de -15,91 dBm. O sensor de temperatura apresentou comprimento de onda inicial de 1552,87 nm e intensidade de -15,74 dBm. O tempo de duração total do teste foi de 7 minutos e 14 segundos.

Conforme ilustrado no gráfico da Figura 17 foi possível observar o coeficiente de sensibilidade de $(0,001 \pm 1,008 \cdot 10^{-18})$ nm/ $\mu\epsilon$ com R^2 de 1. A variação entre a maior e menor média foi de 0,23 nm.

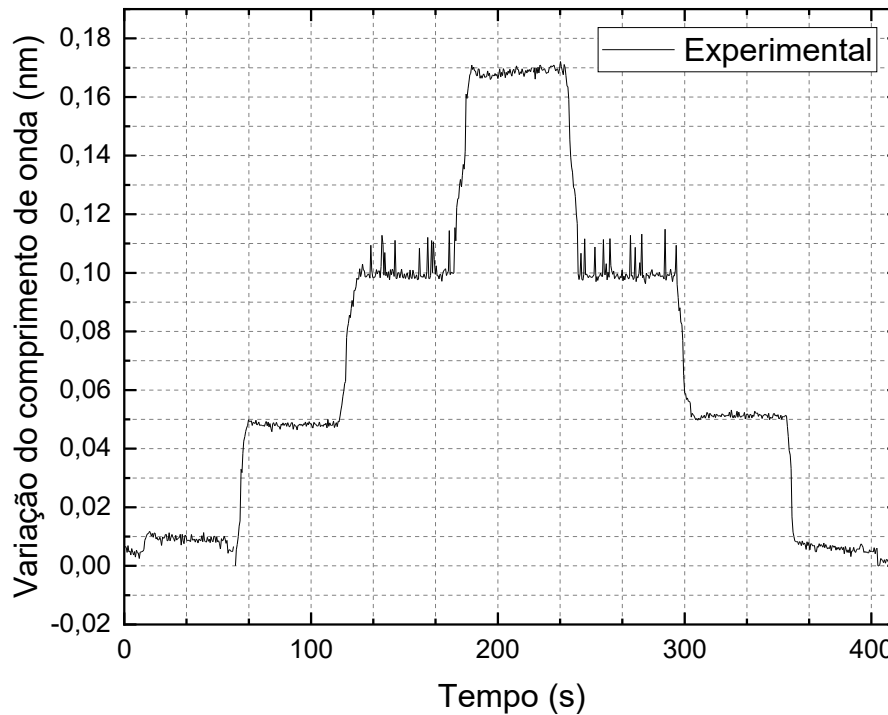
Figura 17 - Ajuste linear entre as médias dos patamares gerados através da deformação por micrômetro



Fonte: Autoria própria (2024)

O espectro inicial para o segundo ensaio utilizando o micrômetro apresentou comprimento de onda para o sensor de deformação em 1539,98 nm e intensidade de -15,65 dBm. Para o sensor de temperatura foi registrado o valor de 1552,855 nm de comprimento de onda inicial e intensidade de -15,9 dBm. O tempo de duração total do teste foi de 6 minutos e 54 segundos, conforme apresentado na Figura 18.

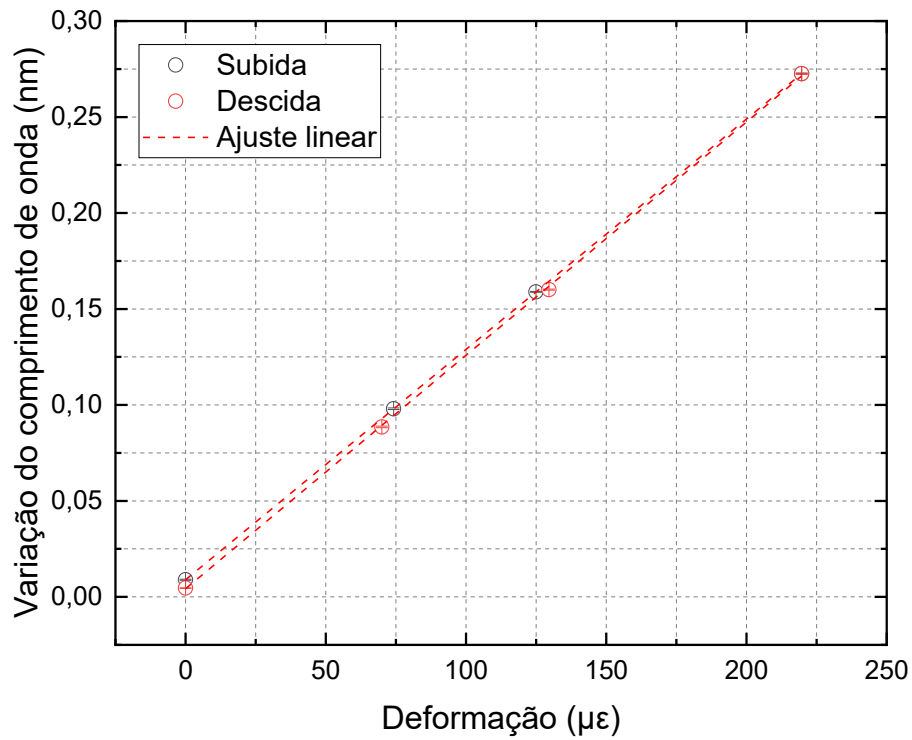
Figura 18 - Segundo ensaio de variação do comprimento de onda ocasionado pela deformação através de micrômetro



Fonte: Autoria própria (2024)

Através do ajuste linear é possível observar a sensibilidade da descida em $(0,001 \pm 7,972 \cdot 10^{-6})$ nm/ $\mu\epsilon$ com R^2 de 0,99991 e a sensibilidade obtida através da subida foi de $(0,001 \pm 2,321 \cdot 10^{-15})$ nm/ $\mu\epsilon$ com R^2 de 1, conforme se observa na Figura 19. A variação entre a maior e as menores médias foi de 0,27 nm, apresentando histerese entre a subida e a descida de 0,764 nm. $\mu\epsilon$.

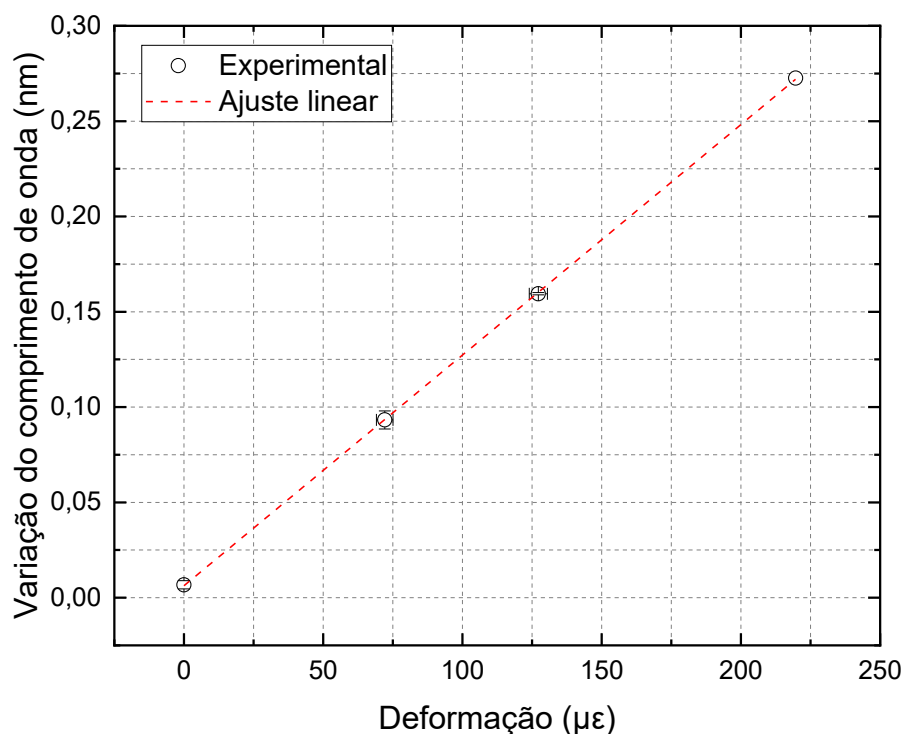
Figura 19 - Ajuste de descida e subida de patamares para deformação por micrômetro



Fonte: Autoria própria (2024)

Posteriormente foi realizado o ajuste linear nos dados obtidos através da média entre subida e descida, conforme demonstrado na Figura 20, onde se encontrou o valor de sensibilidade igual a $(0,001 \pm 4,678 \cdot 10^{-6})$ nm/ $\mu\epsilon$ com R^2 de 0,999.

Figura 20 - Ajuste entre médias dos patamares para sensibilidade final de deformação por micrômetro



Fonte: Autoria própria (2024)

Através da correlação dos dados adquiridos entre o primeiro e segundo ensaio, foi apresentada a sensibilidade de $(1,2 \pm 4,678 \cdot 10^{-3})$ pm/ $\mu\epsilon$, dado este que corrobora com a sensibilidade teórica da fibra nua.

4.1.4. Caracterização *in vivo*

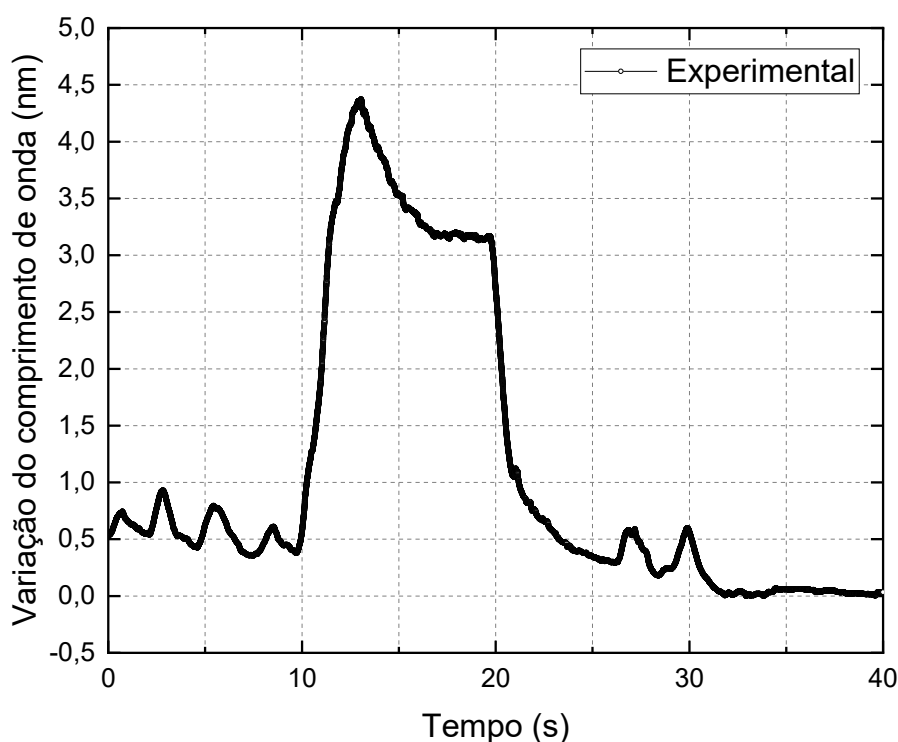
O primeiro ensaio de caracterização *in vivo* apresentou, nos primeiros 10 segundos de teste, que o indivíduo estava em um período de respiração em repouso. Nos 10 segundos subsequentes de teste, foi observada a apnéia respiratória com os pulmões inflados, seguida de período de relaxamento de 10 segundos. Nos últimos 10 segundos, o indivíduo realizou uma apnéia respiratória com os pulmões desinflados.

O teste se iniciou com temperatura de 22°C e umidade de 64%, no instante em que se encerrou foi medido no termômetro do laboratório a temperatura de 22,6°C e umidade de 65%.

Conforme representado na Figura 21, a variação de comprimento de onda entre os pontos máximo e mínimo de todo o teste foi de 4,37 nm. A variação entre os pontos máximo e mínimo do período de respiração em repouso nos 10 primeiros segundos de teste foi de 0,58 nm. Durante o período que os pulmões do indivíduo estiveram desinflados, a variação de comprimento de onda foi de 0,068 nm.

Além disso, o perímetro do peito do indivíduo foi mensurado durante todo o ensaio. No instante em que o avaliado estava realizando respiração em repouso o perímetro medido foi de 89,5 cm, em apneia respiratória com os pulmões inflados foi de 91,6 cm e em apneia respiratória com os pulmões desinflados foi de 87 cm.

Figura 21 - Ensaio experimental para caracterização *in vivo*



Fonte: Autoria própria (2024)

O segundo ensaio de caracterização *in vivo*, conforme apresentado na Figura 22, foi realizado com o indivíduo realizando um período de respiração em repouso durante 10 segundos, dos 10 segundos até o instante de 20 segundos decorridos realizou um período de apneia respiratória com os pulmões inflados, posteriormente teve um período de respiração em repouso com duração de 20

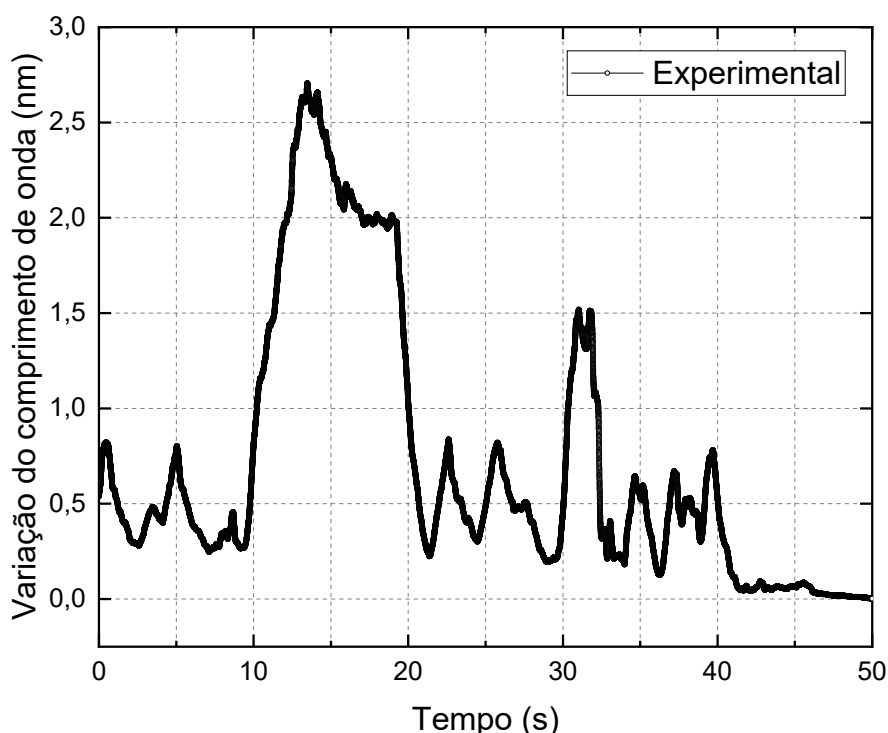
segundos e nos últimos 10 segundos foi realizado uma apneia respiratória com os pulmões desinflados.

A variação em comprimento de onda entre os pontos máximo e mínimo do teste foi de 2,71 nm. Durante o período que o participante permaneceu com seus pulmões desinflados foi obtido uma variação de comprimento de onda de 0,093 nm.

O perímetro do peito do participante foi medido durante dois instantes em que se encontrava praticando a respiração de repouso, com medidas de 88,5 cm e 88,9 cm. Para o período em que estava realizando a apneia respiratória com os pulmões inflados, o perímetro medido foi de 91,2 cm e com os pulmões desinflados foi de 86,5 cm.

Durante o ensaio a temperatura do laboratório inicial foi de 22,3°C com umidade de 68% e final foi medida em 22,5°C e com umidade de 69%.

Figura 22 - Segundo ensaio experimental para caracterização *in vivo*



Fonte: Autoria própria (2024)

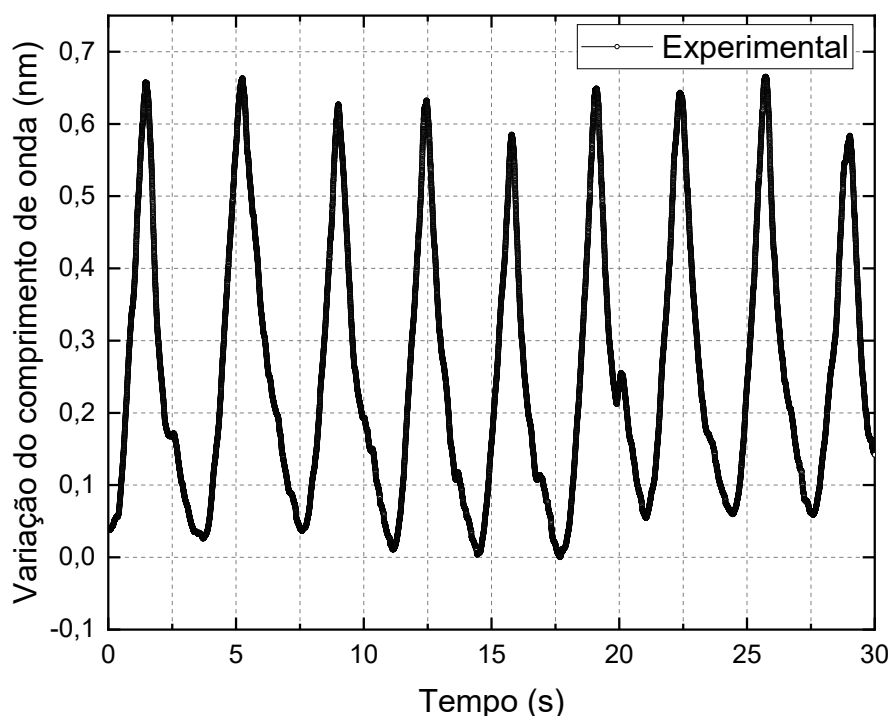
Entre os dois ensaios foi observada a diferença de 1,66 nm entre os momentos de inspiração máxima, demonstrando a necessidade de

caracterização das cintas de maneira individualizada antecedendo os ensaios experimentais.

O último ensaio de caracterização *in vivo* foi realizado durante um período de 30 segundos com o participante realizando ciclos respiratórios em repouso, conforme apresentado na Figura 23. O teste apresentou temperatura inicial e final de 22,6°C e umidade de 69%.

A variação de comprimento de onda entre os pontos máximo e mínimo foi de 0,67 nm e a variação de perímetro medida foi de 0,5 cm, onde se obteve a maior expansão torácica com 89 cm de diâmetro e a menor em 88,5 cm. Durante os 30 segundos de teste, o indivíduo realizou o total de 9 ciclos respiratórios.

Figura 23 - Ciclo respiratório em repouso para caracterização *in vivo*



Fonte: Autoria própria (2024)

Conforme observado na Figura 24, os valores de frequência cardíaca encontrados pelo cardiófrequencímetro tiveram baixa oscilação dentro do período de teste. A frequência cardíaca média registrada foi de 69 bpm, com maior frequência de 70 bpm e a menor de 66 bpm. Essa oscilação é considerada aceitável, visto que a F_c é um processo rítmico que pode sofrer variações decorrentes de diferentes estímulos (GARCIA, 2015).

Figura 24 - Ciclo cardíaco obtido por cardiofrequencímetro



Fonte: Autoria própria (2024)

4.2 ENSAIOS EXPERIMENTAIS

Os resultados foram obtidos com diferentes frequências de amostragem, de 100 Hz, 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz e 6 kHz. Todos os resultados foram analisados utilizando os dados obtidos pelos ensaios, em todas as cinco frequências. Quanto maior a frequência de amostragem, maior a resolução de leitura das medidas.

4.2.1. Apneia respiratória

Após a realização dos 20 ensaios de apneia respiratória utilizando cinco taxas de aquisição diferentes, foram realizadas as análises dos dados coletados. Para este protocolo, em apenas um teste o participante conseguiu permanecer com a interrupção de fluxo de ar durante todo o período de avaliação. Nos demais ensaios, foi realizada a interrupção do fluxo, e foi necessário que o participante realizasse uma inspiração e uma expiração para continuidade da avaliação.

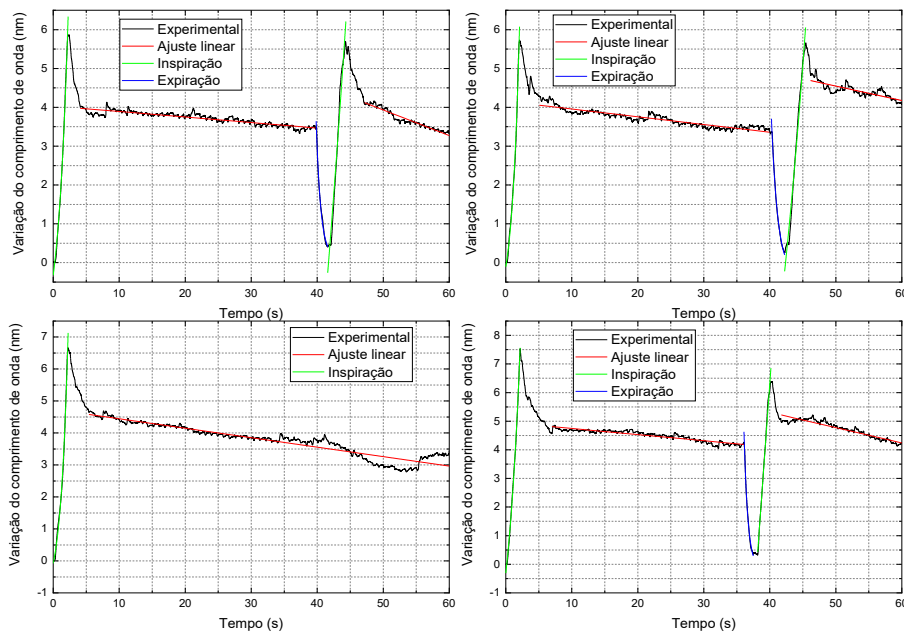
Através do ajuste linear realizado durante os períodos em que o participante ficou em apneia respiratória, foi observado uma determinada inclinação das retas ao longo do tempo. Nos ensaios com taxa de 1 kHz a média entre as inclinações das retas foi de -0,035, já nos ensaios com taxa de 2 kHz a

média foi de -0,055, nos ensaios de 6 kHz apresentou o valor de -0,040, os testes em 100 Hz apresentaram o valor de -0,027 e os de 500 Hz o valor médio obtido foi de -0,029.

Através dos resultados é demonstrado a fadiga e resistência muscular ao longo do tempo, visto que o ar estava com seu fluxo interrompido. Essa resistência é caracterizada pelo tempo que o indivíduo consegue suportar determinada carga (FIZ et al., 1998). A sustentação da interrupção do fluxo é ocasionada pela contração isométrica dos músculos inspiratórios, sendo eles: diafragma, intercostais externos, paraesternais, esternomastoides e escalenos (RATNOVSKY; ELAD; HALPERN, 2008). A capacidade de um músculo esquelético suportar diferentes tarefas é determinada pela força de contração, tempo de duração e velocidade de encurtamento muscular durante a execução. Analisando a resistência dos músculos respiratórios é observada a dependência do volume pulmonar, onde já se determina o comprimento muscular, a velocidade de encurtamento e a manobra respiratória utilizada, que neste caso foi a manobra de apnéia respiratória ou interrupção total do fluxo de ar (RATNOVSKY; ELAD; HALPERN, 2008; ROCHESTER, 1988).

Em função da fadiga ao longo do tempo ocasionada por esta contração, ocorre a variação do diâmetro torácico, conforme observado em todos os testes que se utilizaram deste protocolo e demonstrado através da Figura 25.

Figura 25 - Ensaios experimentais de apnéia respiratória



Fonte: Autoria própria (2024)

Os períodos de inspiração foram analisados através de exponencial crescente onde em alguns casos o melhor ajuste encontrado foi realizado através da equação (16)

$$y = A_1 \cdot \exp\left(\frac{x}{t_1}\right) + y_0 \quad (16)$$

e nos demais casos foi utilizada a equação (17)

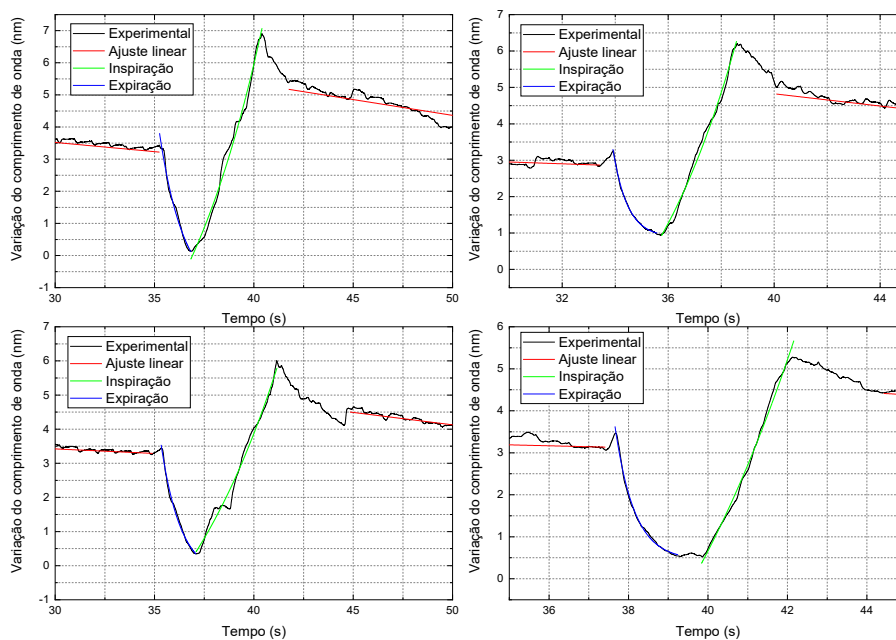
$$y = y_0 + A_1 \cdot \exp\left(\frac{(x-x_0)}{t_1}\right) \quad (17)$$

O parâmetro utilizado para definição de melhor ajuste foi o R^2 . As expirações foram analisadas se utilizando de exponencial decrescente tendo a equação (18) como parâmetro para ajuste em

$$y = A_1 \cdot \exp\left(\frac{-x}{t_1}\right) + y_0 \quad (18)$$

Esta análise pode ser melhor observada através da Figura 26, onde se encontra as inspirações e expirações ajustadas.

Figura 26 - Ensaio experimental de apneia respiratória com ajustes linear e exponencial



Fonte: Autoria própria (2024)

Esta análise teve como objetivo observar o melhor ajuste que descreve os movimentos de entrada e saída do fluxo de ar, visando que trabalhos futuros possam associar a intensidade e constância das trocas gasosas em relação ao tempo que ocorrem. Essa análise pode associar esses dados aos obtidos por tórax enfisematoso ou asmático, onde apresentam um permanente estado de hiperinsuflação pulmonar decorrente dessas doenças patológicas (GARCIA, 2015).

Este trabalho se resguardou na análise do tempo em que ocorrem as ações inspiratórias e expiratórias para observar a eficiência da ventilação, visto que possui uma relação direta entre o tempo de inspiração com o tempo de expiração, onde o tempo de inspiração é aproximadamente duas vezes maior que o tempo de expiração (GARCIA, 2015). Em todos os ensaios, foi possível observar que o maior comprimento de onda dos testes foi obtido durante a inspiração inicial do participante, indicando prováveis estágios de fadiga torácica devido ao esforço isométrico para interrupção de fluxo.

Para os dados em 1 kHz o tempo médio entre as inspirações foi de 2,43 segundos e entre todas as expirações foi de 1,78 segundos, os dados coletados

em 2 kHz apresentaram tempo médio entre as inspirações de 2,93 segundos e entre as expirações de 1,57 segundos, os registros em 6 kHz apresentam tempo de inspiração em 3,15 segundos e expiração em 3,05 segundos, os dados em 100 Hz apresentam tempo entre as inspirações de 1,91 segundos e entre as expirações de 1,62 segundos e por fim os dados em 500 Hz apresentam tempo médio entre as inspirações de 2,5 segundos e as expirações de 2,22 segundos.

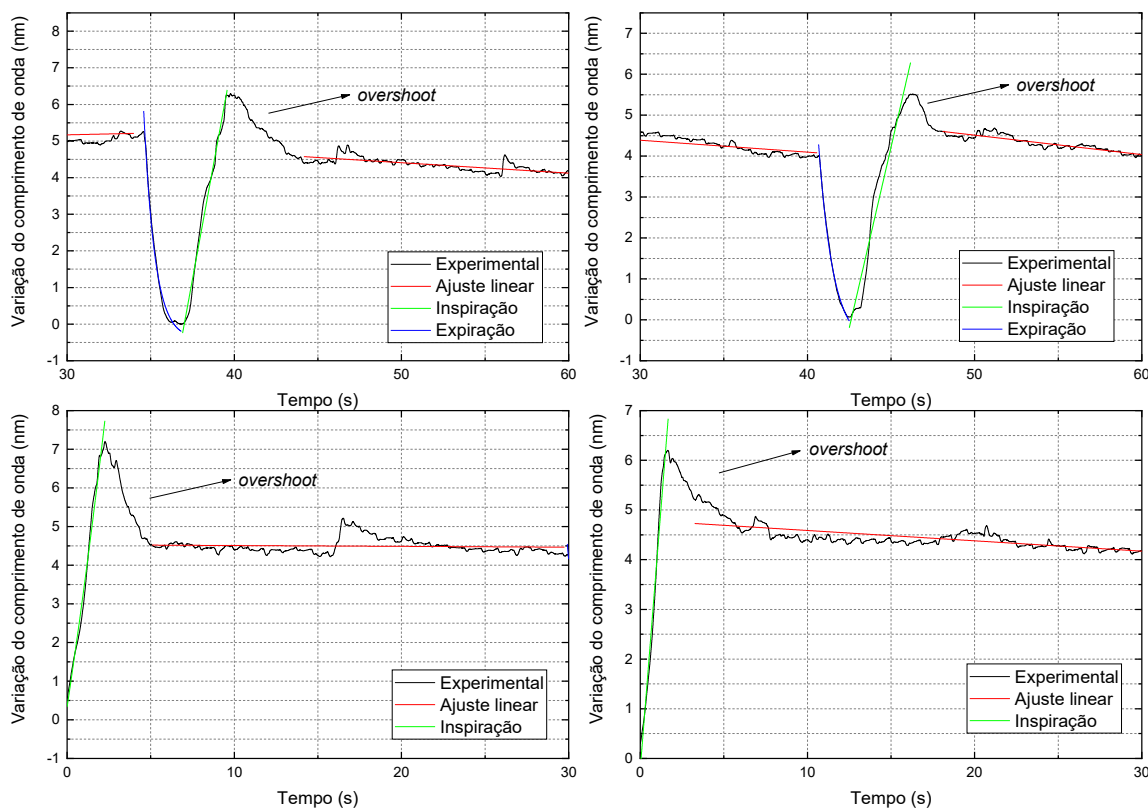
Ao calcular a média entre todas as taxas de aquisição foi obtido o valor para as inspirações de 2,5 segundos e para as expirações de 1,78 segundos. Desta forma, os dados corroboram com a literatura e apresentam bom desempenho da musculatura respiratória do participante da pesquisa quanto a análise comparativa entre tempo de expiração e inspiração completa.

A duração média das apneias em 1 kHz, sendo consideradas somente as apneias que não foram interrompidas devido a finalização do tempo total de teste, foi de 38,53 segundos, com uma variação média do comprimento de onda de 0,727 nm. No ensaio realizado a 2 kHz, o tempo médio de duração dos momentos de apneia foi de 30,16 segundos, com variação média do comprimento de onda de 1,202 nm. Para as análises realizadas com taxa de 6 kHz, o tempo médio de interrupção de fluxo foi de 21,18 segundos e com variação média do comprimento de onda em 0,557 nm. Para os dados em 100 Hz, o tempo médio foi de 29,29 segundos e a variação média do comprimento de onda foi de 0,699 nm. Por fim, o registro em 500 Hz apresentou o tempo médio de 29,69 segundos e a variação média do comprimento de onda em 0,347 nm.

Após a análise de todas as taxas de aquisição, foi possível observar que o tempo médio da interrupção de fluxo de ar foi de 29,69 segundos, apresentando a variação média do comprimento de onda em 0,699 nm.

Conforme pode ser observado na Figura 27 e nas figuras anteriores, bem como na caracterização *in vivo*, logo após o movimento de inspiração completa ocorre um breve momento de *overshoot*. Este fenômeno é caracterizado com uma queda repentina na variação do comprimento de onda, provavelmente decorrente de um ajuste de pressão intrapulmonar do corpo humano. Em diferentes estudos este fenômeno foi observado caracterizado como sendo um pico repentino do esforço (*overshoot*) (LEAL et al., 2007; ROCHESTER, 1988).

Figura 27 - Ensaios experimentais em apnéia respiratória para análise de *overshoot*



Fonte: Autoria própria (2024)

4.2.1.1. Frequência cardíaca

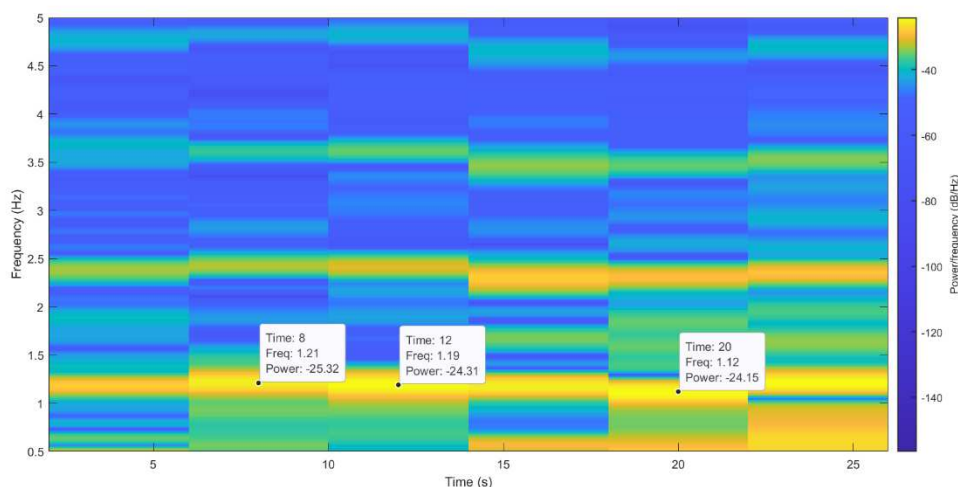
Nos ensaios realizados em apnéia respiratória e com taxa de amostragem de 1 kHz, foram realizadas as análises de frequência cardíaca através do espectrograma de transformadas rápidas de Fourier. Este espectrograma foi desenvolvido pelos próprios pesquisadores, onde foram realizadas diversas sequências de FFTs ao longo do período em que o participante se encontrava com a interrupção de fluxo de ar. Para o processamento dos sinais, foi aplicado um filtro passa-alta de 0,5 Hz e com ordem 4, além de um filtro passa-baixa de 20 Hz e de ordem 6. A escolha da melhor filtragem de sinal foi decorrente de testes exploratórios e avaliação pessoal dos pesquisadores.

Através desta análise foi observada a variação da frequência cardíaca ao longo do tempo, considerando que a frequência cardíaca é um processo rítmico, assim como a frequência respiratória, mas que pode apresentar possíveis

variações decorrentes de fatores como da idade, exercícios físicos ou estados patológicos (GARCIA, 2015).

Conforme apresentado na Figura 28, a maior intensidade de cor define as regiões em que as frequências obtidas pelas FFTs estão mais bem definidas e com maior intensidade, conhecidas como frequências fundamentais. As frequências harmônicas destas fundamentais podem ser observadas através da diminuição da intensidade de cores e seguindo a variação múltipla de frequência no próprio gráfico. Pelo fato de a frequência cardíaca ser expressa em batimentos por minuto (bpm), os valores obtidos nas análises devem ser multiplicados por 60, visto que os valores foram expressos inicialmente em Hz, que representa número de vezes determinado evento ocorre dentro de um segundo.

Figura 28 - Espectrograma de frequência cardíaca para 1 kHz

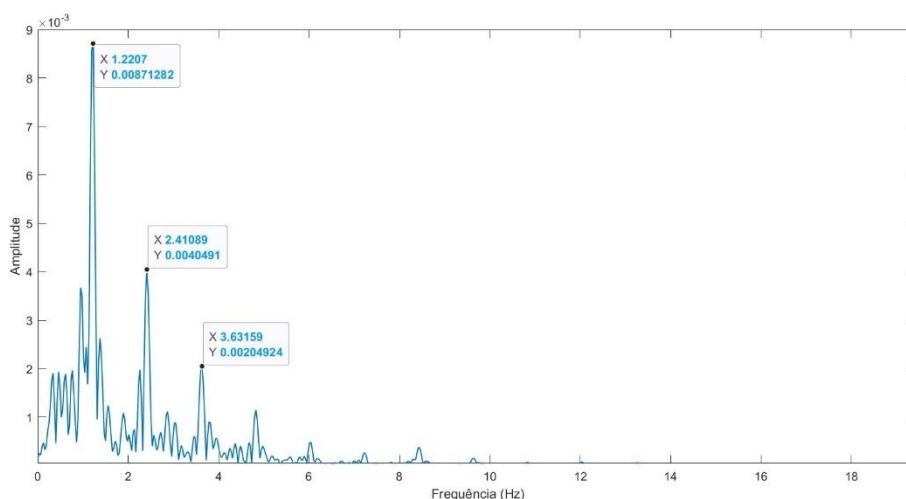


Fonte: Autoria própria (2024)

No primeiro ensaio, a frequência cardíaca demonstra, aproximadamente, uma variação de 67,2 a 72,6 bpm, no segundo ensaio 70,8 a 72,6 bpm, no terceiro ensaio a variação foi de 66 a 75 bpm e no último ensaio os valores obtidos foram de 65,4 a 72 bpm. Através destes dados, a variação máxima que poderia ser encontrada seria tendo valor mínimo de 65,4 bpm ao valor de 75 bpm que corresponde ao valor máximo encontrado.

Para uma análise comparativa, foi utilizada uma única FFT durante 60 segundos de cada ensaio, como uma análise para efeito de comparação com o espectrograma, conforme pode ser visualizado na Figura 29.

Figura 29 - Transformadas rápidas de Fourier para dados obtidos com taxa de amostragem de 1 kHz

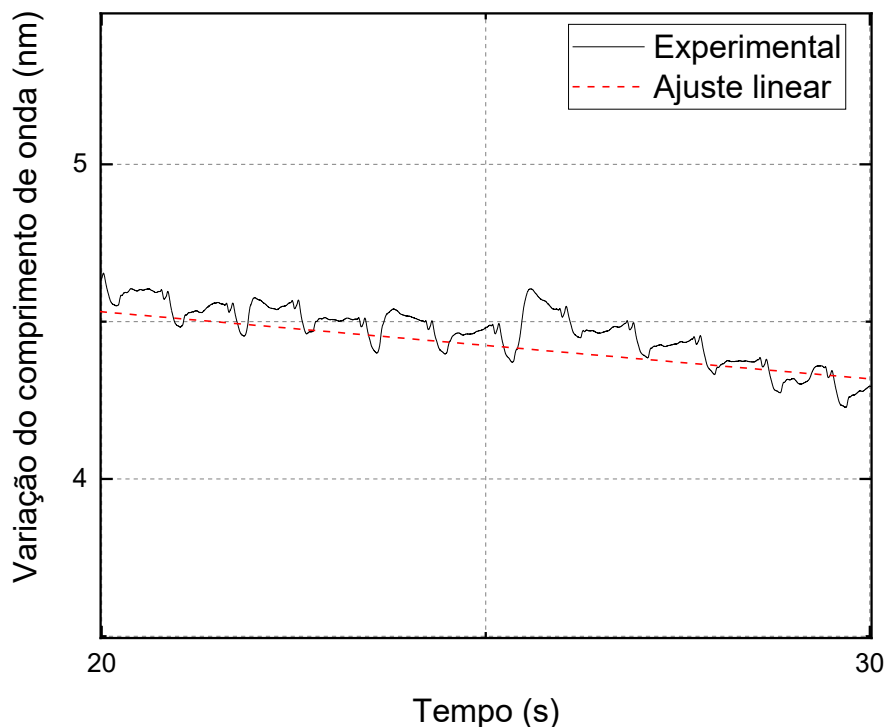


Fonte: Autoria própria (2024)

Através da FFT única foi observado o valor médio de 73,6 bpm para o primeiro ensaio, 75 bpm para o segundo, 73,2 bpm para o terceiro e 69 bpm para o quarto ensaio. Essa variação observada em relação aos dados apresentados pelo espectrograma foram consideradas aceitáveis, visto que a precisão do espectrograma é maior, decorrente da seleção correta do período em que os dados estão sendo coletados somente para a frequência em análise e não abranger todo o teste.

A Figura 30 representa a seleção de uma pequena parcela de tempo do teste. Esta seleção ocorre para demonstrar de maneira visual o evento coletado e entendido por frequência cardíaca, similar ao apresentado por LO PRESTI et al., (2019b). Os eventos em ambos os estudos demonstram similar padrão de onda, visto que os dados nos dois estudos foram adquiridos utilizando sensores instrumentados por FBGs e monitorados através de variação de diâmetro torácico.

Figura 30 - Trecho espectral ampliado em região de apnéia respiratória



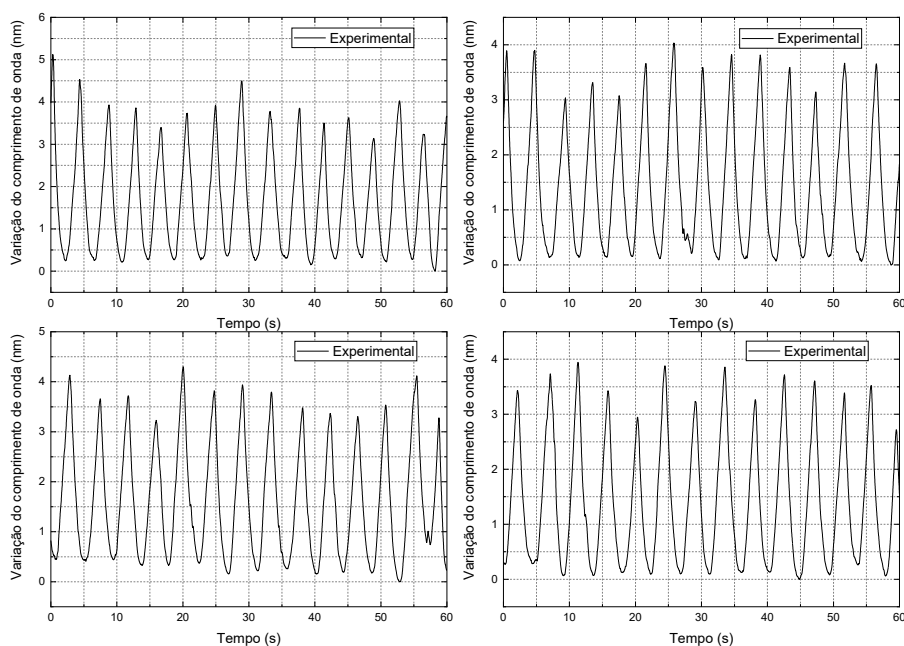
Fonte: Autoria própria (2024)

4.2.2. Respiração em repouso

Após análise dos resultados obtidos pelo protocolo de respiração em repouso, utilizando todas as taxas de amostragem, foi calculada a média aritmética entre os resultados. O valor médio de ciclos respiratórios foi de 14,25 repetições por minuto, conforme apresentado na Figura 31, dado este que corrobora com os dados presentes na literatura, onde frequência dos ciclos respiratórios em repouso é de 12-20 respirações por minutos (DOUGHERTY; LISTER, 2015; HARTLEY, 2018).

O tempo médio encontrado para cada ciclo completo foi de 4,01 segundos, com variação média da intensidade em comprimento de onda de 2,869 nm.

Figura 31 - Ensaios experimentais para protocolo de respiração em repouso



Fonte: Autoria própria (2024)

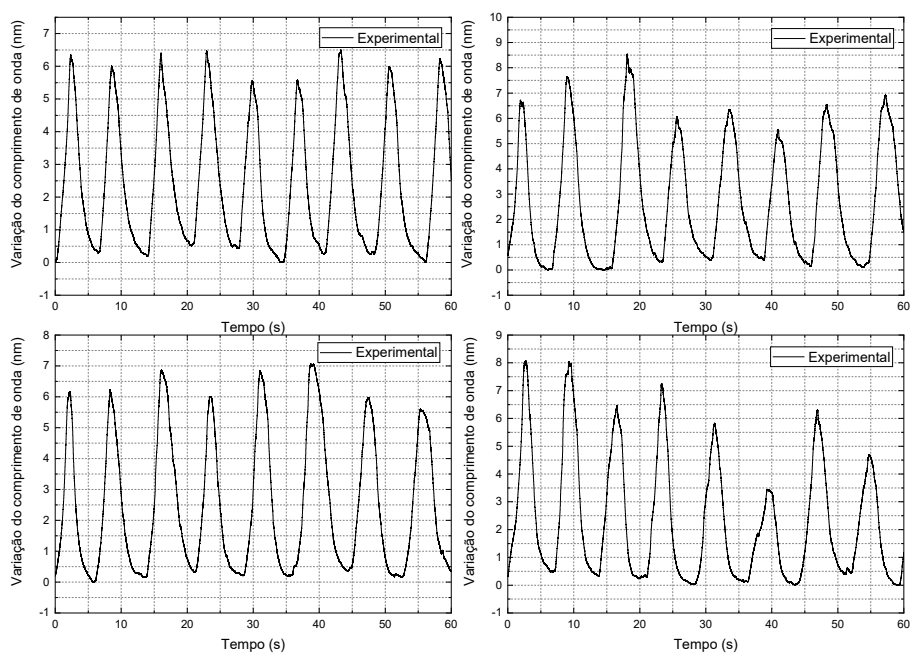
É importante avaliar a respiração em repouso do indivíduo desta forma, pois a disfunção dos músculos respiratórios pode levar à insuficiência respiratória, onde os músculos não conseguem sustentar o trabalho da respiração normal e tranquila (RATNOVSKY; ELAD; HALPERN, 2008).

4.2.3. Respiração controlada

O emprego deste protocolo se justifica pelo fato de os pesquisadores conseguirem mensurar as variações de medição respiratória dentro de tempos controlados. Técnicas de respiração controlada, com fases de inspiração ou expiração controladas, permitem a medição de pressões bucais em diferentes volumes pulmonares durante esforços ventilatórios máximos, que podem ser observados em contraposição de diferentes níveis de resistência (RATNOVSKY; ELAD; HALPERN, 2008).

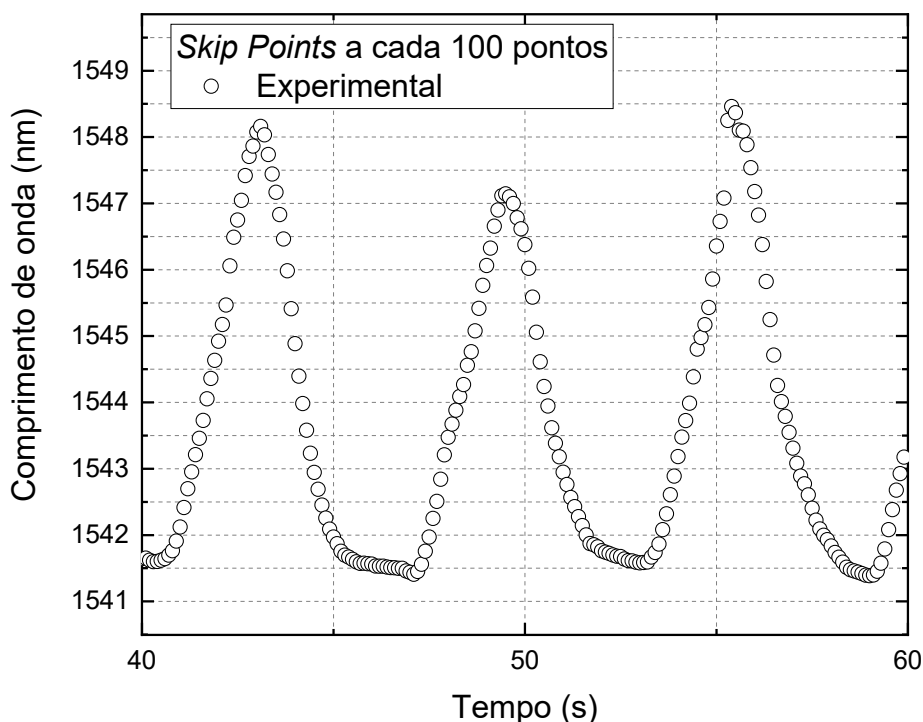
Na Figura 32, é apresentado o gráfico obtido através de ensaios respiratórios com controle de tempo das fases inspiratórias e expiratórias pelo participante da pesquisa.

Figura 32 - Ensaios experimentais com respiração controlada



Fonte: Autoria própria (2024)

Após a realização dos 20 ensaios, a análise dos dados constatou que a variação máxima do comprimento de onda encontrado foi de 8,478 nm, obtida em ensaio com taxa de amostragem de 6 kHz. Ao todo foram realizados 175 ciclos respiratórios completos, além de 10 inspirações ou que não continham a outra etapa do ciclo. A alta variação em comprimento de onda pode ser observada com maior clareza através da Figura 33. Foram realizados em média 8,75 ciclos respiratórios completos para cada ensaio utilizando este protocolo.

Figura 33 - Ensaio em protocolo de respiração controlada com *Skip Points*

Fonte: Autoria própria (2024)

Através dos dados coletados em respiração controlada, foram correlacionados os resultados obtidos com cálculos de força muscular, pressão ventilatória, volume e complacência pulmonar. Esses dados foram registrados a seguir para uma análise diversificada, sabendo que são dados de objetivo exploratório e aproximados.

A compreensão da relação existente entre força muscular e a pressão gerada é considerada complexa, visto que a medida da pressão depende da conformação e características da caixa torácica e da parede abdominal, que estão intimamente relacionadas com a força dos músculos respiratórios (CHAVES DE OLIVEIRA et al., 2012). Para tornar esses resultados possíveis, os pesquisadores relacionaram o volume e diâmetro dos pulmões com os registrados matematicamente de um cilindro perfeito, justificado pelo fato de que a coleta de dados foi realizada com um sensor de variabilidade do movimento torácico e não um exame de imagem para análises de formato pulmonar.

A avaliação da força muscular é de extrema importância para que seja revelada a capacidade do músculo ventilatório em realizar a contração efetiva e o trabalho muscular de máxima qualidade. Pacientes que apresentam quadros

de desordens neuromusculares podem apresentar perda de força dos músculos respiratórios, o que torna indispensável a avaliação rotineira de força nestes pacientes (MENDONÇA; PEREIRA, 1984).

Utilizando a sensibilidade média obtida através do sistema de caracterização por força, que foi de 187,9995 pm/N, e os dados de resultados experimentais, foram calculados os valores de pressão (P) e complacência pulmonar (CSR). Para aproximar os valores reais com os obtidos através das análises experimentais, a circunferência torácica foi relacionada a uma circunferência circular. Essa abordagem é fundamentada nas contribuições de Primiano (1982), que descreveu a parede e caixa torácica com um único grau de liberdade e através de um único cilindro, além de Wilson e De Troyer (1992) simularam a parede torácica por meio alavancas simples representando as costelas e um cilindro como representante dos pulmões.

Sabendo que a equação de área circular corresponde ao descrito através da equação (19)

$$A = \pi r^2 \quad (19)$$

e que o diâmetro circular é descrito através da equação (20)

$$C = 2\pi r \quad (20)$$

obtendo-se as equações de raio como observado na equação (21) e (22)

$$r_1 = \frac{C_1}{2\pi} \quad (21)$$

$$r_2 = \frac{C_2}{2\pi} \quad (22)$$

Através de medição realizada na circunferência torácica do avaliado, se utilizando do Processo Xifoide como referência anatômica, foi obtido o valor de $C_1 = 91,6$ cm e $C_2 = 89,5$ cm. Através das equações de raio, foi encontrado os valores de $r_1 = 14,578$ cm e $r_2 = 14,244$ cm. Entendendo a descrição feita a partir da equação (23)

$$P = \frac{\Delta F}{\Delta A} \quad (23)$$

onde a pressão é igual o resultado da divisão entre a variação da força pela variação da área. A variação da área é definida a partir da equação (24)

$$\Delta A = \pi(r_1^2 - r_2^2) \quad (24)$$

$$\Delta A = \pi(14,578^2 - 14,244^2) \quad (25)$$

$$\Delta A = \pi(9,633) \quad (26)$$

o resultado encontrado foi de $\Delta A = 30,263 \cdot 10^{-4} \text{ m}^2$.

Utilizando os dados obtidos com o protocolo de respiração controlada e em diferentes taxas de amostragem, foi realizado o cálculo de tensão. Sabendo que a tensão é definida pela equação (27)

$$\text{Tensão} = \frac{\Delta \lambda}{\text{Sensibilidade}} = \frac{pm}{\mu\epsilon} \quad (27)$$

onde para o cálculo de tensão (ϵ) foi subtraída a média dos pontos máximos pela média dos pontos mínimos, dividido pela sensibilidade conforme se encontrou a equação (28)

$$\epsilon = \frac{(\text{média dos pontos máximos} - \text{média dos pontos mínimos})}{\text{Sensibilidade}} = \frac{pm}{\mu\epsilon} \quad (28)$$

para os dados obtidos no primeiro ensaio com a taxa de 1 kHz, se encontrou a equação (29)

$$\epsilon = \frac{(3,4077 - 0,175)nm}{187,999 \frac{pm}{N}} \quad (29)$$

$$\epsilon = \frac{3231,981 pm}{187,999 \frac{pm}{N}} \quad (30)$$

com valor final de $\varepsilon = 17,19143521 N$. Retornando para fórmula (23) e substituindo as incógnitas pelos valores encontrados, se chegou à equação (31), com

$$P = \frac{17,191}{30,263 \cdot 10^{-4}} \quad (31)$$

onde $P = 5680,561416 Pa$. Para o cálculo da complacência foi utilizada a equação (32),

$$CSR = \frac{V}{P} = \frac{\text{mililitros}}{\text{cmH}_2\text{O}} \quad (32)$$

onde se definiu a complacência através da divisão do volume de ar nos pulmões pela pressão. O volume foi obtido de forma teórica, constatando que o volume de ar contido em cada pulmão é de 2.500 ml a 3.000 durante o período respiratório (GARCIA, 2015). Através das médias teóricas e dos dados experimentais se definiu a equação (33)

$$\text{Complacência} = \frac{\text{Volume médio teórico}}{\text{Pressão experimental}} = \frac{\text{mililitros}}{\text{cmH}_2\text{O}} \quad (33)$$

Compreendendo a definição de que $1 Pa = 0,0101972 \text{ cmH}_2\text{O}$, foi realizada a média do volume pulmonar e concluindo as equações (34) e (35)

$$CSR = \frac{5600 \text{ ml}}{5680,561 Pa} \quad (34)$$

$$CSR = \frac{5600 \text{ ml}}{57,925 \text{ cmH}_2\text{O}} \quad (35)$$

Por fim o valor encontrado foi de $CSR = 96,67572618 \text{ ml/cmH}_2\text{O}$, valor este que corrobora com a definição de que em períodos de ventilações espontâneas, a complacência total do sistema respiratório, incluindo parede torácica e pulmões são de $100 \text{ ml/cmH}_2\text{O}$ (FAUSTINO, 2007).

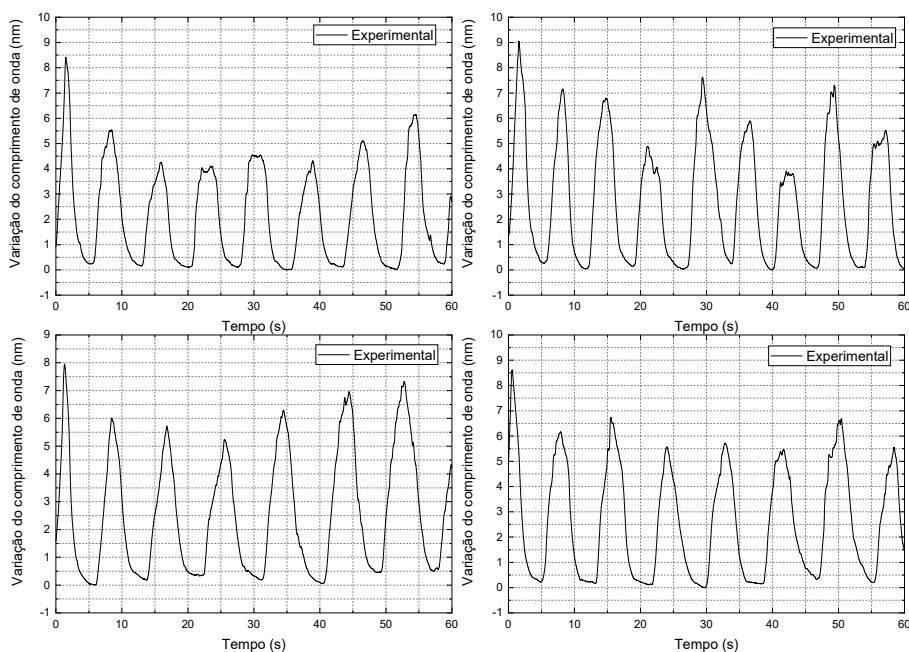
Utilizando a mesma sequência matemática demonstrada anteriormente, foi realizado os cálculos de pressão média e complacência média entre todos os

ensaios de 1 kHz, conforme apresentado na equação (33), onde foi obtido o resultado de $P = 8527,229 Pa$ e $CSR = 69,002 ml/cmH_2O$, valores que também se enquadram dentro da complacência total do sistema respiratório, que se inclui parede torácica e pulmões (FAUSTINO, 2007).

Através desta discussão apresentada, se fortalece a justificativa de eficiência do sistema proposto, incluindo toda a confecção da cinta torácica, para análises respiratórias.

Além disso, durante alguns ensaios, foi registrada uma redução significativa nos valores de variação de comprimento de onda entre os ensaios, apresentados na Figura 34. Essa ação se justifica pelo fato de que respirar com um volume pulmonar anormalmente alto faz com que os músculos inspiratórios operem em comprimentos não ideais, o que reduz suas forças contráteis máximas. Esse protocolo obriga os músculos a gerarem forças maiores a cada respiração. Mesmo uma pequena mudança no padrão respiratório ou um aumento na necessidade ventilatória durante o exercício ou uma prática de respiração forçada já seria suficiente para induzir a fadiga dos músculos (RATNOVSKY; ELAD; HALPERN, 2008).

Figura 34 - Ensaios com maior variação do comprimento de onda durante os ciclos respiratórios em protocolo de respiração controlada

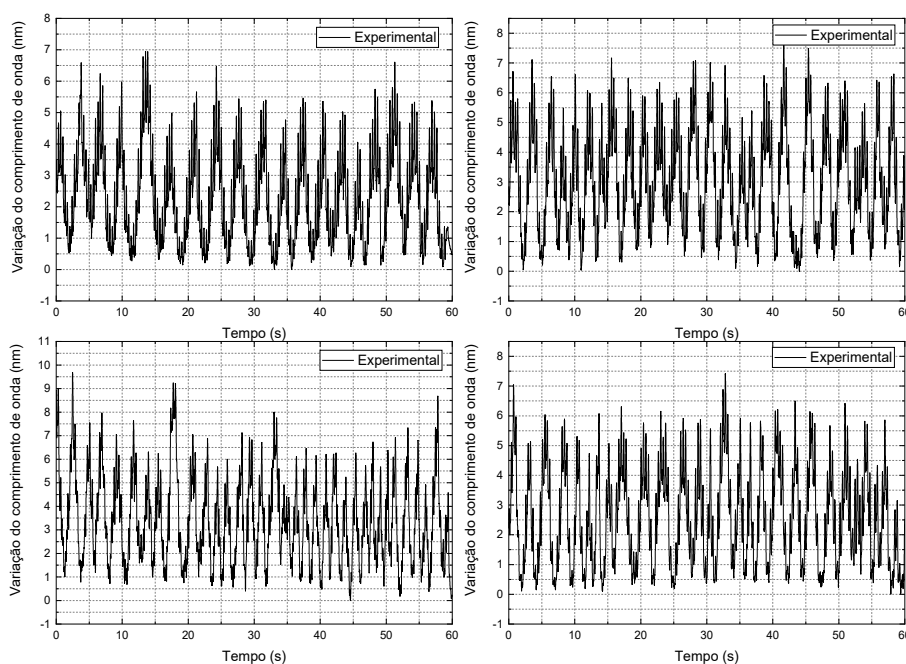


Fonte: Autoria própria (2024)

4.2.4. Corrida estacionária

Os dados coletados através dos ensaios com protocolo de corrida estacionária apresentaram características distintas dos outros ensaios respiratórios. Este fato ocorre devido à vibração do cabo durante os movimentos, que se comprovou através da contagem visual da frequência dos passos do avaliado e das alterações geradas no gráfico, como pode ser visualizado através da Figura 35.

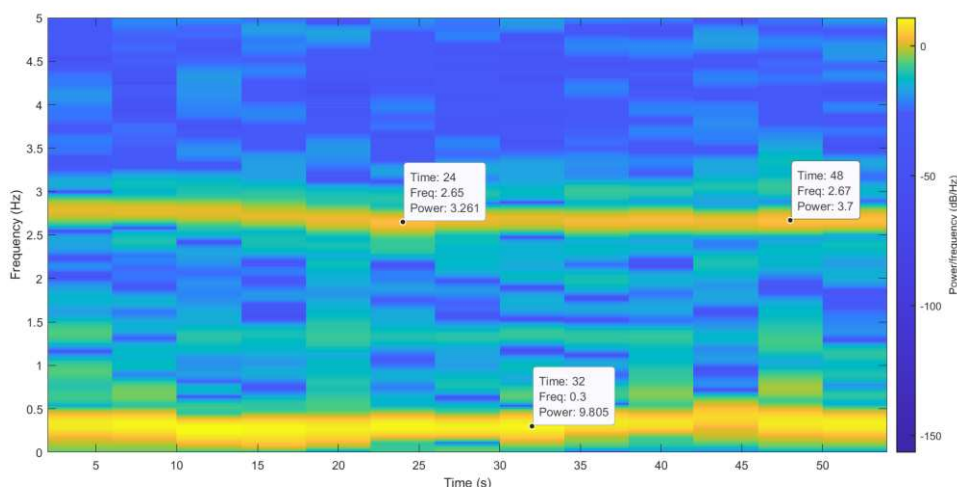
Figura 35 - Ensaios experimentais em protocolo de corrida estacionária



Fonte: Autoria própria (2024)

Foi realizado o espectrograma dos ensaios efetuados com a taxa de amostragem de 1 kHz. Através da visualização da Figura 36 fica constatado a faixa de frequência em que ocorreu a frequência respiratória do indivíduo, bem como a frequência associada ao contato dos pés com o chão durante a corrida.

Figura 36 - Espectrograma realizado com taxa de amostragem em 1 kHz para dados coletados durante protocolo de corrida estacionária



Fonte: Autoria própria (2024)

Devido à maior intensidade da vibração e da frequência respiratória em relação à frequência cardíaca, levanta-se a hipótese de que a frequência cardíaca ficou suprimida e, portanto, não tenha sido visualizada nos gráficos. Outra hipótese, é de que a similaridade entre a frequência cardíaca e a frequência de passos gera uma faixa de maior intensidade, se destacando visualmente nos gráficos.

Para complementar a análise, foi realizada a gravação em vídeo de um dos ensaios utilizando este protocolo, conforme demonstrado na Figura 37, o que possibilitou a contagem dos passos do indivíduo durante o processo. Foram observados aproximadamente 150 passos por minuto, equivalentes a 2,5 Hz. Utilizando os espectrogramas dos ensaios em 1 kHz foi observada uma média de 2,68 Hz ou o equivalente a 161 de batimentos por minuto ou passos por minuto. Estes valores estão dentro de uma margem aceitável de frequência cardíaca para um indivíduo de características semelhantes ao participante do estudo, bem como com os valores próximos a contagem de passos realizadas por vídeo.

Figura 37 - Filmagem de ensaio experimental com protocolo de corrida estacionária



Fonte: Autoria própria (2024)

O fato das regiões de maior intensidade do espectrograma terem se apresentado em apenas duas frequências corrobora com a hipótese de que a intensidade dos passos e a frequência cardíaca do participante avaliado se sobrepuseram, apresentando uma taxa de frequência aproximada.

A aplicação deste protocolo experimental se justifica por se tornar imprescindível ressaltar que a fadiga da musculatura respiratória também pode se desenvolver em indivíduos saudáveis durante exercícios de alta intensidade (JOHNSON et al., 1993; MADOR et al., 1993; VERGES; NOTTER; SPENGLER, 2006). Essa fadiga pode limitar a tolerância ao exercício em indivíduos treinados e não treinados (SHEEL et al., 2001). Considerando que o tempo de teste foi limitado em 60 segundos, não foram observadas grandes variações espectrais que resultassem em uma avaliação precisa da fadiga muscular respiratória por exercício de alta intensidade. Para trabalhos futuros é importante utilizar protocolos com maior duração temporal.

5. CONCLUSÕES

Neste trabalho foram desenvolvidas cintas instrumentadas por sensores a fibra ótica para medidas cardíacas e respiratórias durante ensaios de movimento *in vivo*. Foram realizados ensaios de atividade cardiorrespiratória, através de um estudo de caso, com o participante executando movimentos de apneia respiratória, respiração em repouso, respiração controlada e movimentos de corrida estacionária.

Os resultados demonstraram a eficácia do sensor para medição da frequência respiratória em todos os ensaios e da frequência cardíaca nos ensaios de apneia respiratória. Durante os testes com protocolo de apneia respiratória, a frequência cardíaca do participante variou entre 65,4 e 75 bpm. Para os ensaios de respiração em repouso, foi observada uma média de aproximadamente 14 ciclos respiratórios por minuto. Para respiração controlada, foi verificada a média de aproximadamente 8 respirações propostas para o voluntário, bem como os valores de $P = 8527,229 Pa$ e $CSR = 69,002 ml/cmH_2O$, que corroboram com os dados encontrados na literatura. Os ensaios em corrida estacionária apresentaram comportamento distinto aos outros protocolos devido a vibração do cabo, com sobreposição entre os batimentos cardíacos e a frequência de passos do participante. Através da análise dos dados obtidos é possível verificar a aplicabilidade do sistema proposto para realizar as medidas propostas nos diferentes protocolos.

A análise dos resultados obtidos permite concluir que é possível mensurar a frequência cardíaca e a frequência respiratória através do movimento torácico se utilizando da variação espectral. A caracterização do dispositivo possibilitou a correlação entre a variação do comprimento de onda do sensor e a deformação torácica resultante dos movimentos cardíacos e respiratórios, sendo possível encontrar uma relação direta entre as variáveis ao longo do tempo.

A frequência estimada pela cinta torácica proposta, através do sistema desenvolvido, demonstrou alta correlação com a frequência obtida de maneira observacional, manual e com cardiofrequencímetro para todos os ensaios.

Este estudo abre portas para trabalhos futuros, possibilitando a aplicação de transformadas rápidas de Fourier em todos os dados, bem como outras

metodologias de análise de dados. Sugere-se a realização de avaliações mais amplas da frequência cardíaca, aplicações metodológicas em grupos maiores de voluntários e análise simultânea durante exames de ressonância magnética.

6. REFERÊNCIAS

ACHARYA, U. R. et al. **Heart rate variability: A review. Medical and Biological Engineering and Computing**, dez. 2006.

AL-FAKIH, E.; OSMAN, N. A. A.; ADIKAN, F. R. M. The use of fiber bragg grating sensors in biomechanics and rehabilitation applications: The state-of-the-art and ongoing research topics. **Sensors** out. 2012.

CHANG, Q.; LIU, R.; SHEN, Z. Effects of slow breathing rate on blood pressure and heart rate variabilities. **International Journal of Cardiology**, v. 169, n. 1, 25 out. 2013.

CHAVES DE OLIVEIRA, L. et al. Pressões respiratórias máximas de pico e sustentada na avaliação da força muscular respiratória de crianças Maximum peak and sustained respiratory pressures in the assessment of respiratory muscular strength in children. **Rev. Bras. Saúde Matern. Infant.** 2012.

COONEY, M. T. et al. Elevated resting heart rate is an independent risk factor for cardiovascular disease in healthy men and women. **American Heart Journal**, v. 159, n. 4, 2010.

DOUGHERTY, L.; LISTER, S. (EDS.). **The Royal Marsden Manual of Clinical Nursing Procedures**. Ninth ed. 2015.

FAUSTINO, E. A. Mecânica pulmonar de pacientes em suporte ventilatório na unidade de terapia intensiva. Conceitos e monitorização. **Revista Brasileira de Terapia Intensiva**, v. 19, n. 2, p. 161–169, jun. 2007.

FIZ, J. A. et al. Indices of Respiratory Muscle Endurance in Healthy Subjects. **Respiration**, v. 65, n. 1, p. 21–27, 1998.

FRIGOLA, M. et al. **Vision Based Respiratory Monitoring System**. 2018. Disponível em: <<https://www.researchgate.net/publication/228801202>>.

GARCIA, E. A. C. **Biofísica**. 2. ed. São Paulo: 2015.

HARTLEY, J. Respiratory rate 2-anatomy and physiology of breathing. **Nursing Times** , v. 104, n. 6, p. 43–44, 2018.

HILL, B.; ANNESLEY, S. H. **Monitoring respiratory rate in adults**. 2020.

HUNTER, J.; RAWINGS-ANDERSON, K. Respiratory assessment. **Nursing Standard**, v. 22, n. 41, p. 41–43, 2008.

JOHNSON, B. D. et al. Exercise-Induced Diaphragmatic Fatigue In Healthy Humans. **Journal of Physiology**. 1993.

KASHYAP, R. Fiber Bragg Gratings. **Academic press**, 1999.

KERSEY, A. D. et al. Fiber grating sensors. **Journal of Lightwave Technology**, v. 15, n. 8, p. 1442–1463, 1997.

LEAL, A. H. et al. **Comparison of measured respiratory muscle strength values to those of different predictive equations**. 2007

LO PRESTI, D. et al. Cardio-respiratory monitoring in archery using a smart textile based on flexible fiber bragg grating sensors. **Sensors**, v. 19, n. 16, 2 ago. 2019a.

LO PRESTI, D. et al. Wearable system based on flexible fbg for respiratory and cardiac monitoring. **IEEE Sensors Journal**, v. 19, n. 17, p. 7391–7398, 1 set. 2019b.

MADOR, M. J. et al. Diaphragmatic Fatigue after Exercise in Healthy Human Subjects. **American Review of Respiratory Disease**, v. 148, n. 6_pt_1, p. 1571–1575, dez. 1993.

MAURO, A.; ALIVERTI, A. Physiology of respiratory disturbances in muscular dystrophies. **Breathe**, v. 12, n. 4, p. 318–327, 2016.

MENDONÇA, E.; PEREIRA, C. Mecânica pulmonar nas doenças neuromusculares. **J Pneumol**, v. 10, p. 222- 232., 1984.

NEDOMA, J. et al. Analysis of non-invasive FBG sensor for monitoring patient vital signs during MRI. **Optical Materials and Biomaterials in Security and Defence Systems Technology XIV**. 2017.

OTÁVIO, J.; AULER, C.; CARVALHO, M. Monitorização Respiratória. **Rev Bras Anest.** 1992.

OTHONOS, A.; KALLI, K. **Fiber Bragg Gratings**. Boston: Artech House, 1999.

PRESTI, D. et al. Cardiorespiratory monitoring using a mechanical and an optical system. **IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications**. 2021.

PRIMIANO, F. P. Theoretical analysis of chest wall mechanics. **Journal of Biomechanics**, v. 15, n. 12, p. 919–931, jan. 1982.

RATNOVSKY, A.; ELAD, D.; HALPERN, P. Mechanics of respiratory muscles. **Respiratory Physiology and Neurobiology**, v. 163, n. 1–3, p. 82–89, 30 nov. 2008.

ROCHESTER, D. F. Tests of Respiratory Muscle Function. **Clinics in Chest Medicine**, v. 9, n. 2, p. 249–261, jun. 1988.

SANDERCOCK, G. R. H.; BROMLEY, P. D.; BRODIE, D. A. Effects of exercise on heart rate variability: Inferences from meta-analysis. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 37, n. 3, p. 433–439, mar. 2005.

SHAFFER, F.; GINSBERG, J. P. An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Frontiers in Public Health*. **Frontiers Media S.A.** 28 set. 2017.

SHEEL, A. W. et al. Fatiguing inspiratory muscle work causes reflex reduction in resting leg blood flow in humans. **The Journal of Physiology**, v. 537, n. 1, p. 277–289, nov. 2001.

SHI, C. et al. Development of an FBG-Based Wearable Sensor for Simultaneous Respiration and Heartbeat Measurement. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, v. 72, 2023.

TAYLOR, J. L. et al. Neural contributions to muscle fatigue: From the brain to the muscle and back again. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 48, n. 11, p. 2294–2306, 1 nov. 2016.

VERGES, S.; NOTTER, D.; SPENGLER, C. M. Influence of diaphragm and rib cage muscle fatigue on breathing during endurance exercise. **Respiratory Physiology & Neurobiology**, v. 154, n. 3, p. 431–442, dez. 2006.

WEHRLE, G. et al. A fibre optic Bragg grating strain sensor for monitoring ventilatory movements. **Meas. Sci. Technol.** 2001. Disponível em: <www.iop.org/Journals/mt>.

WILSON, T. A.; DE TROYER, A. Effect of respiratory muscle tension on lung volume. **Journal of Applied Physiology**, v. 73, n. 6, p. 2283–2288, 1 dez. 1992.

ANEXOS

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE) E TERMO DE CONSENTIMENTO DO USO DE IMAGEM

Título da pesquisa: DESENVOLVIMENTO DE CINTAS TORÁDICAS INSTRUMENTADAS POR SENSORES A FIBRA ÓTICA PARA MEDIDAS CARDÍACAS E RESPIRATÓRIAS

Pesquisador(es/as) ou outro (a) profissional responsável pela pesquisa, com Endereços e Telefones: Gabriel Henrique de Andrade – UTFPR - Av. Sete de Setembro, 3165, (41 98894-0890); Ilda Abe – UTFPR - Av. Sete de Setembro, 3165, (41 99903-2363).

Local de realização da pesquisa: Laboratório de Fotônica – Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, Campus Curitiba. Endereço: Av. Sete de Setembro, 3165, Sala CD-002, Rebouças, Curitiba-PR, CEP 80230-901
Endereço, telefone do local: Av. Sete de Setembro, 3165, (41 3310-4545)

A) INFORMAÇÕES AO PARTICIPANTE

1. Apresentação da pesquisa.

Você está sendo convidado a participar de uma pesquisa que busca desenvolver uma cinta e/ou colete instrumentado através da rede de Bragg (FBG) em fibra ótica para monitorização da frequência cardíaca e respiratória durante ensaios de movimento. A frequência cardíaca e respiratória são fundamentais para a manutenção da vida e servem como subsídio para detecção de alterações homeostáticas.

2. Objetivos da pesquisa.

Desenvolvimento, caracterização e utilização de uma cinta e/ou colete instrumentado por sensores baseados em rede de Bragg (FBG) em fibras óticas, para monitoração de frequências cardíacas e respiratórias. Os dados coletados através do FBG serão comparados com o nível de percepção subjetiva de esforço máxima através de uma correlação direta.

3. Participação na pesquisa.

Para coleta de dados, os testes consistirão em ensaios de corrida estacionária que consiste em um movimento de elevação alternada de membros inferiores até o instante onde as pernas ficam de maneira flexionadas, e as coxas se colocam paralelas ao solo, onde você deverá realizar o movimento durante um período indeterminado. Os testes se encerram ao indivíduo atingir 8 na escala de percepção subjetiva de esforço. A cada 2 minutos lhe será informado que você deverá aumentar a intensidade. Os avaliadores irão lhe instruir a não conversar durante o teste, com isso será feita uma indicação manual para a escala de PSE. Com as costas eretas, é necessário realizar um movimento de

Skipping, onde você deverá realizar uma elevação de joelhos alternada, até a altura onde sua coxa fique paralela ao solo. Você deverá utilizar roupas leves e próprias para prática de atividade física, não interferindo assim nos resultados da pesquisa. Todos os ensaios serão realizados utilizando as cintas contendo os sensores FBGs, onde as cintas irão percorrer toda a circunferência torácica. Nenhum dos instrumentos utilizados irão causar qualquer tipo de dor ou desconforto. Cada dia de coleta de dados terá duração de aproximadamente 40 minutos. Durante as coletas de dados, poderão ser tiradas algumas fotografias para registro acadêmico e análises posteriores. Você terá seu rosto censurado para que não seja possível sua identificação e não gere nenhum tipo de constrangimento futuro.

4. Confidencialidade.

Nós pesquisadores garantimos à você que a sua privacidade será respeitada, ou seja, seu nome ou qualquer outra forma de lhe identificar será mantida em sigilo. Nós pesquisadores nos responsabilizamos pela guarda dos dados, bem como a não exposição de informação em qualquer formato que possa indicar a sua identidade.

5. Riscos e Benefícios.

5a) Riscos: Para que seja evitado todo e qualquer tipo de constrangimento existente por parte do voluntário da pesquisa, todos os testes serão realizados de maneira individual e os resultados não serão compartilhados utilizando as informações pessoais do participante. É considerado um risco ao participante da pesquisa, sentir algum cansaço decorrente da atividade física, que será caracterizada pela percepção subjetiva de esforço de cada indivíduo - PSE (BORG, 1982). Em caso de relatos de leve cansaço, a partir de 8 (BORG, 1982), o teste será encerrado pelos pesquisadores. Para minimizar a possibilidade de lesões. Para minimizar a possibilidade de lesões também será realizado durante o ensaio experimental, exercícios prévios de aquecimento cardíaco e muscular de baixa intensidade. O aquecimento é uma importante intervenção para a prevenção de lesões na atividade aeróbica (NAHAS, 2017). O participante da pesquisa é um profissional de educação física (CREF 038115 - G/PR), habituado com os movimentos requeridos no ensaio, a fim de também minimizar a possibilidade de lesões.

5b) Benefícios: Após o desenvolvimento e caracterização do sensor FBG através da cinta e/ou colete, será capaz de analisar a frequência cardíaca e a frequência respiratória do indivíduo, trazendo assim uma nova metodologia de análise destes dados em comparativo a percepção subjetiva de esforço de cada indivíduo. A compreensão dos dados referente aos níveis de frequência cardíaca e respiratória poderão auxiliar o indivíduo na percepção e acompanhamento da sua saúde. O estudo promove uma metodologia acessível e de baixo custo quando comparada a outras metodologias que utilizam sensores elétricos, bem como todas as outras vantagens associadas aos sensores óticos quando comparados aos sensores elétricos. Pelo fato de ser insensível a ruídos

eletromagnéticos, o estudo poderá embasar e possibilitar novos campos de aplicação para esses sensores.

6. Critérios de inclusão e exclusão.

6a) Inclusão: O participante da pesquisa, sendo um dos pesquisadores deste estudo de caso, terá 24 anos de idade e será do sexo masculino. Irá se apresentar, autodeclarando-se, estar com condições plenas de saúde, alegando através do preenchimento da Autodeclaração das Condições de Saúde que não possui comorbidade física ou motora que possa impedir a livre movimentação de membros superiores e inferiores durante os ensaios requeridos pela metodologia da pesquisa. Por condições plenas de saúde entende-se: não possuir nenhuma limitação física ou motora que impeça a realização dos movimentos de intensidade leve/moderada necessários para o estudo.

6b) Exclusão: Não se aplica;

7. Direito de sair da pesquisa e a esclarecimentos durante o processo.

É assegurado ao participante da pesquisa que ele (a) tem direito de se retirar da pesquisa a qualquer momento que for conveniente, assim como de receber qualquer tipo de esclarecimento em todas as etapas da pesquisa. Não haverá qualquer tipo de penalidade para o participante que fizer o mesmo. Logo após a conclusão da pesquisa os dados serão disponibilizados ao participante através de e-mail.

Você pode assinalar o campo a seguir, para receber o resultado desta pesquisa, caso seja de seu interesse:

- quero receber os resultados da pesquisa (e-mail para envio: _____)
- não quero receber os resultados da pesquisa

8. Ressarcimento e indenização.

Não haverá nenhum tipo de ressarcimento ao participante pois a pesquisa não terá nenhum custo. Em caso de algum tipo de dano referente a pesquisa ocorrerá indenização conforme dita a lei. No entanto, caso tenha qualquer despesa decorrente da participação nesta pesquisa, tais como transporte e alimentação, haverá ressarcimento dos valores por meio de depósito em conta corrente.

ESCLARECIMENTOS SOBRE O COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA:

O Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos (CEP) é constituído por uma equipe de profissionais com formação multidisciplinar que está trabalhando para assegurar o respeito aos seus direitos como participante de pesquisa. Ele tem por objetivo avaliar se a pesquisa foi planejada e se será executada de forma ética. Se você considerar que a pesquisa não está sendo realizada da forma como você foi informado ou que você está sendo prejudicado

de alguma forma, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (CEP/UTFPR). **Endereço:** Av. Sete de Setembro, 3165, Bloco N, Térreo, Bairro Rebouças, CEP 80230-901, Curitiba-PR, **Telefone:** (41) 3310-4494, **e-mail:** coep@utfpr.edu.br.

B) CONSENTIMENTO

Eu declaro ter conhecimento das informações contidas neste documento e ter recebido respostas claras às minhas questões a propósito da minha participação direta (ou indireta) na pesquisa e, adicionalmente, declaro ter compreendido o objetivo, a natureza, os riscos, benefícios, ressarcimento e indenização relacionados a este estudo.

Concordo que o material e as informações obtidas relacionadas a minha pessoa possam ser publicados em aulas, congressos, eventos científicos, palestras ou periódicos científicos. Porém, não devo ser identificado por nome ou qualquer outra forma.

Após reflexão e um tempo razoável, eu decidi, livre e voluntariamente, participar deste estudo, permitindo que os pesquisadores relacionados neste documento obtenham fotografia de minha pessoa para fins de pesquisa científica e educacional. As fotografias ficarão sob a propriedade do grupo de pesquisadores pertinentes ao estudo e sob sua guarda.

Nome Completo: _____
RG: _____ **Data de Nascimento:** __/__/____ **Telefone:** _____
Endereço: _____
CEP: _____ **Cidade:** _____ **Estado:** _____
Assinatura: _____ **Data:** __/__/____

Eu declaro ter apresentado o estudo, explicado seus objetivos, natureza, riscos e benefícios e ter respondido da melhor forma possível às questões formuladas.

Nome completo: _____
Assinatura pesquisador (a): _____ **Data:** __/__/____

Para todas as questões relativas ao estudo ou para se retirar do mesmo, poderão se comunicar com Gabriel Henrique de Andrade via e-mail: gabrielandrade.1998@alunos.utfpr.edu.br ou telefone: (41) 98894-0890.

Contato do Comitê de Ética em Pesquisa que envolve seres humanos para denúncia, recurso ou reclamações do participante pesquisado:

Comitê de Ética em Pesquisa que envolve seres humanos da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (CEP/UTFPR)

Endereço: Av. Sete de Setembro, 3165, Bloco N, Térreo, Rebouças, CEP 80230-901, Curitiba-PR, **Telefone:** 3310-4494, **E-mail:** coep@utfpr.edu.br.