

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

FÁBIO SANTANA PEREIRA

**CARACTERIZAÇÃO DE UM HANDGRIP COM MOLA E UM BRACELETE
INSTRUMENTADOS COM SENSORES FBG E APLICAÇÃO DOS DISPOSITIVOS
EM UM ESTUDO DE CASO DE FADIGA MUSCULAR**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2022

FÁBIO SANTANA PEREIRA

**CARACTERIZAÇÃO DE UM HANDGRIP COM MOLA E UM BRACELETE
INSTRUMENTADOS COM SENSORES FBG E APLICAÇÃO DOS DISPOSITIVOS
EM UM ESTUDO DE CASO DE FADIGA MUSCULAR**

**Characterization of a spring handgrip and a bracelet instrumented with FBG
sensors and application of the devices in a case study of muscle fatigue**

Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção do título de "Mestre em Ciências", do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Orientadora: Profa. Dra. Ilda Abe

Coorientador: Prof. Dr. Valmir de Oliveira

CURITIBA

2022



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

[4.0 Não Comercial Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)



Ministério da Educação
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Campus Curitiba



FABIO SANTANA PEREIRA

**CARACTERIZAÇÃO DE UM HANDGRIP COM MOLA E UM BRACELETE INSTRUMENTADOS COM
SENSORES FBG E APLICAÇÃO DOS DISPOSITIVOS EM UM ESTUDO DE CASO DE FADIGA MUSCULAR**

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: Engenharia Biomédica.

Data de aprovação: 29 de Abril de 2022

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

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

Dra. Mauren Abreu De Souza, Doutorado - Pontifícia Universidade Católica do Paraná (Pucpr)

Documento gerado pelo Sistema Acadêmico da UTFPR a partir dos dados da Ata de Defesa em 29/04/2022.

AGRADECIMENTOS

Esse trabalho não seria possível sem suporte e assistência de muitas pessoas, incluindo minha família e meus amigos.

Para minha professora orientadora Dra. Ilda Abe dedico um profundo agradecimento pela sua orientação, dedicação, encorajamento e paciência durante todo o processo do curso de mestrado e elaboração desta dissertação. Considero-me com sorte de ter sido orientado por uma profissional de tamanha competência acadêmica.

Ao meu coorientador, professor Dr. Valmir de Oliveira, agradeço por toda sua participação neste trabalho. Sua capacidade de elaboração de ferramentas e criatividade para a solução de problemas para as coletas de dados foi de extrema importância para conclusão desta pesquisa. Ademais, agradeço toda a sua orientação durante o curso de mestrado.

Agradeço a todos os profissionais e estudantes do Laboratório Multiusuário de Fotônica, UTFPR-CT que permitiram um melhor local de trabalho para a realização desta pesquisa.

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

RESUMO

PEREIRA, Fábio Santana. **Caracterização de um handgrip com mola e um bracelete instrumentados com sensores FBG e aplicação dos dispositivos em um estudo de caso de fadiga muscular**. 58 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba.

Esse trabalho apresenta a caracterização de um handgrip com mola e um bracelete instrumentados com sensores baseados em redes de Bragg em fibras óticas (FBGs) e aplicação destes dispositivos em um estudo de caso para avaliação da fadiga muscular. Os sensores a fibra ótica têm sido aplicados em pesquisas de biotecnologia, sobretudo a FBG, devido a sua capacidade de detecção de mudanças de temperatura e cargas mecânicas. Os sensores a fibra ótica possuem vantagens como tamanho reduzido, facilidade de implementação, poderem ser multiplexados, boa relação custo-benefício e serem biocompatíveis. A força de preensão manual é uma variável amplamente utilizada em estudos epidemiológicos. Ela é caracterizada como uma preditora do estado de saúde geral de um indivíduo e é considerada um método não invasivo de avaliação. Existe uma correlação entre a força de preensão manual e a intensidade da fadiga muscular. No presente estudo os sensores baseados FBGs foram fixados em dois dispositivos, em aparelhos comerciais de *handgrip* e em braceletes. A técnica de demodulação consiste na monitoração da variação do comprimento de onda de Bragg da rede quando o sujeito realiza um movimento de flexão dos dedos pressionando o instrumento. Após a caracterização dos instrumentos através de ensaios mecânicos é possível relacionar as variações do comprimento de onda para forças de preensão manual. O aparelho de *handgrip* com diferentes cargas foram instrumentados. Os dispositivos instrumentados foram avaliados em um estudo de caso *in vivo*, na avaliação da fadiga muscular durante ensaios de contração isométrica de força máxima dos músculos flexores do carpo de um único sujeito. Foram obtidos dados de força de preensão manual em função do tempo, para ambas as mãos, dominante e não-dominante, do sujeito. As maiores forças obtidas foram da ordem de 160 N e estão relacionadas à mão não-dominante e ao aparelho com maior carga. Os valores de deformações também foram obtidos através do bracelete instrumentado e estão relacionados às variações do volume muscular do antebraço. Valores de deformação máximos de 4383,58 $\mu\epsilon$ foram obtidos para os ensaios realizados com o handgrip de menor carga. Através destes dados foi possível também analisar a fadiga muscular e sua variação em relação às cargas dos aparelhos. Os menores tempos para a fadiga, 43 s, foram obtidos para as maiores cargas e para a mão não dominante. Estes dados estão em conformidade com a literatura de fisiologia de exercícios.

Palavras-chave: Rede de Bragg em fibra ótica. Força de preensão manual. Handgrip com mola. Fadiga muscular.

ABSTRACT

PEREIRA, Fabio Santana. **Characterization of a spring handgrip and a forearm band instrumented with FBG sensors and application of the devices in a case study of muscle fatigue.** 58 p. Dissertation (Master's Degree in Electrical and Computer Engineering) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2022.

This work presents the characterization of a spring handgrip and a forearm band instrumented with sensors based on optical fiber Bragg gratings (FBGs) and application of these devices in a case study to assess muscle fatigue. Optical fiber sensors have been applied in biotechnology research, especially FBG, due to their ability to detect changes in temperature and mechanical loads. Optical fiber sensors have advantages such as reduced size, ease of implementation, being multiplexed, cost-effective and biocompatible. Handgrip force is a variable widely used in epidemiological studies. It is characterized as a predictor of a general health status of the subject and is considered a non-invasive method of assessment. There is a correlation between handgrip force and the intensity of muscle fatigue. In the present study, sensors based on FBGs were fixed on two devices, commercial handgrips and forearm bands. The demodulation technique consists of monitoring the variation of the Bragg wavelength of the grating when the subject performs a movement of flexion of the fingers pressing the instrument. After characterizing the instruments through mechanical assays, it is possible to relate the wavelength variations to handgrip forces. The handgrip apparatus with different loads were instrumented. The instrumented devices were evaluated in an *in vivo* case study, in the assessment of muscle fatigue during isometric contraction assays of maximum strength of the carpal flexor muscles of a single subject. Handgrip forces data as a function of the time were obtained for both, dominant and non-dominant, hands of the subject. The highest forces obtained were of the order of 160 N and are related to the non-dominant hand and the device with the highest load. Strain values were also obtained through the instrumented band and are related to variations in the forearm muscle volume. Maximum strain values of 4383,58 $\mu\epsilon$ were obtained for the assays performed with the handgrip of the lowest load. Through these data, it was also possible to analyze muscle fatigue and its variation in relation to the load of the devices. The shortest fatigue times, 43 s, were obtained for the highest loads and for the non-dominant hand. These data agree with the exercise physiology literature.

Keywords: Optical fiber Bragg grating. Hand grip force. Spring handgrip. Muscle fatigue.

Lista de ilustrações

Figura 1: Diagrama esquemático de uma rede de Bragg em fibra ótica e os espectros da fonte ótica incidente e de reflexão e transmissão pela rede....	16
Figura 2: Sistema de gravação da FBG e esquemático.....	30
Figura 3: Handgrip e bracelete instrumentados.....	31
Figura 4: Sistema para aquisição dos dados.....	32
Figura 5: Alavanca mecânica do modelo experimental e esquemático.....	33
Figura 6: Esquema do participante da pesquisa realizando a contração isométrica.....	35
Figura 7: Ajuste linear para o modelo experimental dos handgrips.....	38
Figura 8: Comparação entre os testes in-vivo em todos os handgrips.....	40
Figura 9: Comparativo entre os tempos (s) dos ensaios e o ajuste linear.....	43
Figura 10: Comparativo entre as forças (N) dos ensaios e o ajuste linear.....	44

Lista de tabelas

Tabela 1 - Escala de percepção e esforço.....	34
Tabela 2 – Coeficiente de sensibilidade para todos os handgrips.....	39
Tabela 3 – Coeficiente de sensibilidade para todos os ensaios em relação ao tempo (s).....	43
Tabela 4 – Coeficiente de sensibilidade para todos os ensaios em relação a força (N).....	44
Tabela 5 – Médias de forças em N atingidas pela dominante.....	45
Tabela 6 – Médias de forças em N atingidas pela mão não-dominante.....	45
Tabela 7 – Picos de deformação ($\mu\epsilon$) para todos os handgrips.....	47

LISTA DE ABREVIACOES

FBG *Fiber Bragg Gratings*

UV Ultravioleta

ANOVA Análise de Variância

LISTA DE SÍMBOLOS

Λ	Período
n_{eff}	<i>Índice de refração efetivo</i>
n	Índice de refração
λ	Comprimento de onda
λ_B	Comprimento de onda de Bragg
T	Temperatura
L	Deformação

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	12
1.1	Motivação e hipótese.....	13
1.2	Objetivo.....	14
1.3	Estrutura da dissertação.....	14
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	15
2.1	Redes de Bragg em fibras óticas.....	15
2.2	Redes de Bragg na biomecânica e biomédica.....	19
2.3	Força de preensão manual.....	18
2.4	Anatomia dos flexores e extensores dos dedos e mão.....	24
2.5	Fadiga muscular.....	25
3	METODOLOGIA.....	29
3.1	Fabricação das redes de bragg.....	29
3.2	Acoplamento das FBGs nos <i>handgrips</i> e nos braceletes.....	31
3.3	Sistema de interrogação.....	32
3.4	Modelo experimental.....	33
3.5	Ensaio <i>in vivo</i>.....	34
3.6	Riscos e benefícios.....	36
3.6.1	Riscos.....	36
3.6.2	Benefícios.....	36
3.7	Metodologia da análise de dados.....	37
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	38
5	CONCLUSÃO.....	49
	TRABALHOS FUTUROS.....	50
	REFERENCIAS.....	51
	APENDICE A – Termo de consentimento Livre e Esclarecido.....	55

1 INTRODUÇÃO

A força de preensão manual é uma variável amplamente utilizada em pesquisas epidemiológicas, pois possui uma relação inversamente proporcional com diversos caracteres de saúde (KISHIMOTO et al., 2014). Segundo Smith L. et al. (2018), quanto maior os resultados em testes individuais de força de preensão manual menor a prevalência de doenças. A força de preensão manual pode ainda ser correlacionada com a expectativa de vida e o nível de dependência de acordo com o avanço da idade.

Usualmente as medições de força de preensão manual são realizadas com dinamômetros comerciais. Esses equipamentos têm fácil utilização, porém não avaliam minuciosidades que a força de preensão manual pode possuir, tendo em vista que eles somente medem a carga máxima aplicada sobre o aparelho. McGrath et al. (2021) sugerem que a utilização de novos instrumentos de avaliação, com propriedades mais refinadas, possa promover novas compreensões desta variável e correlações mais detalhadas possam ser efetuadas.

Hill et al. (1978) constataram uma capacidade das fibras óticas, de mudança permanente do seu índice de refração quando expostas a uma emissão direta de luz ultravioleta (UV), a fotossensibilidade. Com a mudança do índice de refração de forma periódica, era possível a discriminação de uma frequência de ressonância, de uma banda larga de sinais que era transmitida através de uma fibra ótica. Assim, a mudança periódica do índice de refração da fibra submetida aos raios UV funcionaria como uma espécie de filtro, permitindo a passagem de certos comprimentos de onda e refletindo um comprimento de onda específico, o comprimento de onda de Bragg. Esse filtro foi denominado *Fiber Bragg Grating* (FBG). Logo após, foi constatado que o dispositivo poderia ser utilizado como sensor, além do âmbito das telecomunicações, pois a aplicação de cargas mecânicas sobre a fibra e/ou mudanças de temperatura alteravam o comprimento de onda refletido (HILL et al., 1978, OTHONOS A., 1997; KERSEY et al., 1997, KASHYAP et al., 1999).

Previamente à utilização dos sensores baseados em FBGs, sensores resistivos elétricos convencionais (*strain gauges*) eram a ferramenta principal para a monitoração de deformações. Porém, considerando as vantagens das FBGs sobre os sensores elétricos, como menor tamanho e peso, facilidade de implementação nas regiões de aferições devido à sua flexibilidade, são menos invasivos e capacidade de

multiplexação das FBGs, estes sensores têm se popularizado em pesquisas em vários setores, da construção civil à biomecânica (HYPOLITO et al.,2010).

Várias aplicações da FBG na biomecânica têm sido reportadas na literatura. Um dos primeiros trabalhos envolvendo as FBGs *in vivo* foi demonstrado por Wehrle et al. (2001). Neste trabalho foi proposto um sensor para medir a deformação da caixa torácica durante o movimento de respiração. O instrumento permitiu determinar a frequência dos movimentos sem interferência de sinais elétricos. O intuito do sensor era poder ser utilizado para sincronizar processos de eletro ventilação. Tjin et al. (2001) demonstraram a utilização das redes, inseridas em um dispositivo bucal, como sensores de deformação e temperatura para análise de participantes da pesquisa com apnéia. Mohanty et al. (2007) utilizaram as FBGs para mapear a pressão em uma prótese de joelho. Os sensores foram capazes de medir a intensidade e localização da carga, gerando mapas que mostram o desalinhamento dos implantes. Estes e outros trabalhos na área demonstraram a utilização dos sensores FBG como dispositivos para a monitoração de parâmetros biomecânicos *in vivo*.

1.1 Motivação e hipótese

Considerando as vantagens intrínsecas dos sensores a fibra ótica, a FBG pode ser um instrumento eficiente para a avaliação da força de preensão manual. Assim, é proposto no trabalho a caracterização de um handgrip comercial com mola e um bracelete, ambos instrumentados com sensores baseados em redes de Bragg em fibras óticas e a aplicação destes dispositivos em um estudo de caso para avaliação da fadiga muscular durante ensaios de força de preensão manual.

A hipótese a ser investigada neste trabalho é sobre a correlação diretamente proporcional entre a força muscular aplicada e a intensidade da fadiga muscular. O aparelho de *handgrip* e o bracelete instrumentados por FBGs, será capaz de avaliar a fadiga muscular durante ensaios de contração isométrica de força máxima dos músculos flexores do carpo.

1.2 Objetivo

O objetivo geral deste trabalho é o desenvolvimento e a caracterização de dois aparelhos, *handgrip* e bracelete, instrumentados com sensores a fibra ótica baseado em redes de Bragg e a utilização destes dispositivos para avaliação do comportamento da fadiga muscular dos músculos flexores do carpo durante ensaios de contração isométrica de força de preensão manual.

Os objetivos específicos do trabalho envolvem os seguintes ensaios experimentais:

- ✓ Ensaio por modelo experimental: caracterização dos aparelhos comerciais de *handgrip* (4 aparelhos de diferentes cargas), com molas instrumentadas por redes de Bragg, em um suporte mecânico. O suporte mecânico é baseado em uma alavanca com a aplicação de pesos para a obtenção das curvas de calibração de cada dispositivo (variação do comprimento de onda do sensor em função dos pesos aplicados);
- ✓ Ensaio *in vivo*: caracterização dos aparelhos instrumentados pelas FBGs durante ensaios *in vivo* de avaliação de força de preensão manual; obtenção das curvas de força em função do tempo de aquisição e ponto de fadiga através dos sensores FBG durante ensaios de contração isométrica de força máxima dos músculos flexores do carpo; comparação das curvas de força entre a mão dominante e não dominante;
- ✓ Ensaio simultâneo *in vivo*: desenvolvimento de um sensor não invasivo encapsulado em um bracelete polimérico e utilização do dispositivo simultaneamente durante os ensaios de força de preensão manual para avaliação da mudança do volume muscular durante a contração isométrica.

1.3 Estrutura da dissertação

Esta dissertação está dividida em cinco Capítulos. No Capítulo 1 é apresentada a introdução, os objetivos gerais e específicos para o desenvolvimento deste trabalho. No Capítulo 2, o embasamento teórico para a elaboração desta pesquisa. No capítulo 3 a metodologia para a coleta e análise dos dados. O capítulo 4 mostra os resultados encontrados e a sua discussão. O capítulo 5 é a conclusão da pesquisa. Ao final encontram-se as referências e o apêndice.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 redes de Bragg em fibras óticas

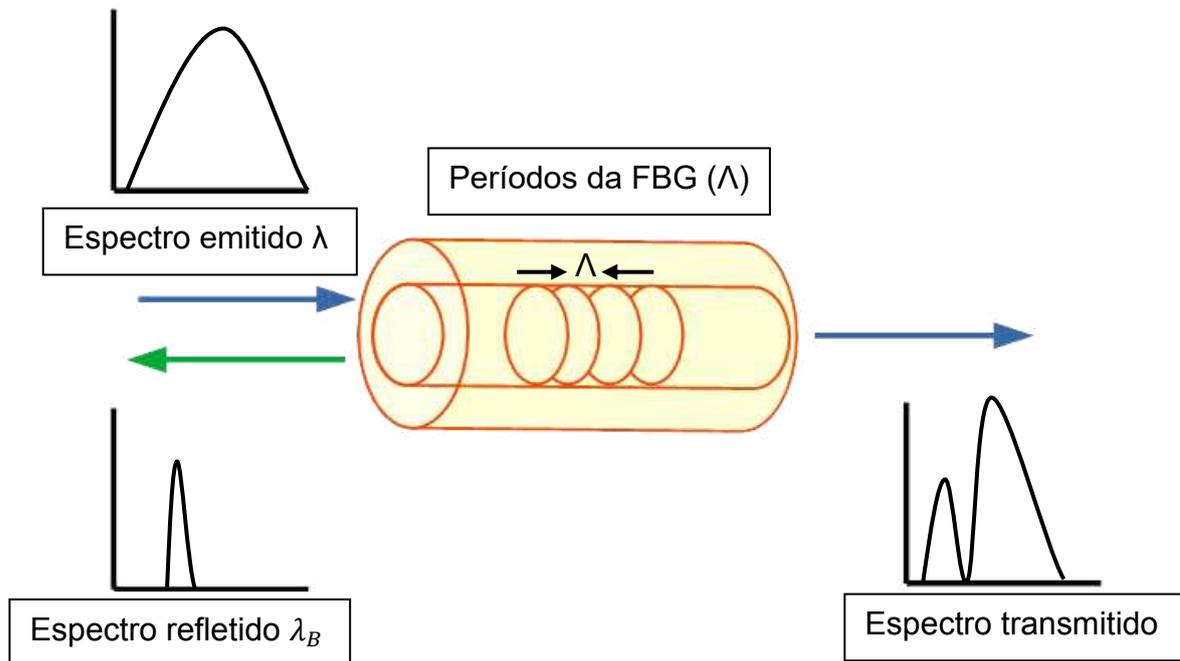
O processo de gravação reportado no trabalho de Hill et al. (1978) para a produção de redes em fibras óticas era através de uma técnica interna. Porém, a gravação de redes de Bragg só começou a ser utilizada em maior escala com o aprimoramento de técnicas de gravação externas. Um dos métodos mais utilizados atualmente é a técnica de gravação direta por máscara de fase, devido a vantagens como: simplicidade, robustez no processo de fabricação e possibilidade de reprodutibilidade das redes. Esta técnica de gravação consiste em posicionar uma máscara próxima a região da fibra ótica onde a FBG será inscrita. Raios UV provenientes de um laser passam através da máscara, são difratados formando um padrão de interferência onde a fibra ótica é posicionada. Nos pontos de interferência construtiva há alteração do índice de refração do núcleo da fibra ótica, devido à formação de defeitos na sílica dopada (HILL et al., 1978, OTHONOS A., 1997; KERSEY et al., 1997, KASHYAP et al., 1999).

A rede de Bragg consiste em uma modulação periódica do índice de refração do núcleo da fibra ótica. Quando uma fonte ótica de banda larga é emitida através de uma fibra contendo uma FBG, uma parcela estreita do espectro é refletida no comprimento de onda de ressonância (λ_B), que depende do período da rede (Λ) e do índice de refração efetivo (n_{eff}), conforme a equação 1 (OTHONOS A., 1997):

$$\lambda_B = 2n_{\text{eff}}\Lambda \quad (1)$$

A figura 1 mostra o diagrama esquemático de uma rede de Bragg gravada em uma fibra ótica (núcleo e a casca) e os espectros de emissão da fonte ótica, de reflexão pela rede e de transmissão.

Figura 1: Diagrama esquemático de uma rede de Bragg em fibra ótica e os espectros da fonte ótica incidente e de reflexão e transmissão pela rede.



Fonte: o autor

A rede de Bragg pode ser utilizada como sensor de deformação e temperatura, pois o comprimento de onda de ressonância varia com essas grandezas (OTHONOS A., 1997; KERSEY et al., 1997). A equação 2 relaciona a variação no λ_B com os parâmetros mencionados acima:

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

A primeira parte da equação está associada às mudanças no índice de refração e no período da rede com a temperatura que estão relacionadas ao coeficiente termo-ótico, ξ , e ao coeficiente de expansão térmica, α , das fibras. O valor típico de ξ é $8,6 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ e o valor de α é $0,55 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ para fibras de sílica. A segunda parte da equação está associada à deformação que estão relacionadas ao coeficiente de Poisson, ν , e aos coeficientes fotoelásticos da fibra (p_{11} e p_{12}). Para fibras de sílica valores típicos de p_{11} e p_{12} são de 0,113 e 0,252, respectivamente, e coeficiente de Poisson, ν , de 0,16 (OTHONOS A., 1997; KASHYAP et al., 1999; KERSEY et al., 1997, HISHAM et al., 2019).

2.2 Redes de Bragg na biomecânica e biomédica

De acordo com Hisham et al. (2019), o uso de sensores biomecânicos e biomédicos tem tido um crescimento acelerado, pois existe uma grande necessidade de medir variáveis do corpo humano em alta precisão e com grande velocidade de informação. Para Presti Lo et al. (2020), o avanço da idade média da população tem criado demandas nos sistemas de tratamento de saúde. Com isso, novas tecnologias, como sensores vestíveis tem ocupado um papel importante no ambiente médico e de pesquisa.

Atualmente o uso de sensores para biomecânica ou biomédica são extremamente comuns no monitoramento de parâmetros como temperatura do corpo, colesterol, frequência cardíaca, pressão arterial, velocidade do fluxo sanguíneo, presença de micronutrientes no sangue, monitoramento da capacidade respiratória, nível de oxigênio no sangue e mudanças de variáveis decorrentes de práticas esportivas e atividades físicas (František U. et al., 2014). Dentro do espectro de sensores biomédicos, os sensores a fibra ótica têm ocupado um dos principais lugares. Segundo Presti Lo et al. (2020), as fibras óticas são intrinsicamente biocompatíveis, promovendo pouca possibilidade de infecção quando em contato com tecidos vivos. Além disso, os sensores a fibra ótica possuem dimensões muito pequenas permitindo mensurações em diversas áreas do corpo.

Mishra V. et al. (2011) explicam que a biomecânica envolve a utilização de engenharia mecânica em sistemas biológicos no intuito de promover soluções às investigações médicas. Atualmente, em pesquisas relacionadas à biomecânica, os sensores elétricos convencionais (*strain gauges*) têm perdido seu espaço como principal ferramenta devido a constatação das suas desvantagens em relação às FBGs. Sensores convencionais não possuem imunidade a impulsos elétricos, por exemplo. Ainda, Hao et al. (2003) denotam a competência das FBGs de suportarem vibrações do ambiente sem alterações das suas aferições, o que é inexistente em sensores convencionais. Essa consideração de Hao et al. (2003) é especialmente interessante quando a variável estudada é de caráter dinâmico, como em pesquisas sobre a marcha humana, por exemplo. Nesse tipo de medição a vibração do caminhar pode alterar a mensuração do biosensor utilizado caso ele não seja imune.

Conforme Roriz P. et al. (2014), nas medições de caráter biomecânico, medidas de deformação é um dos principais parâmetros para caracterizar qualquer

interação entre sistemas biológicos e biosensores. Pela característica responsiva das FBGs podem ser utilizadas para avaliar deformações em ossos, mapeamento de pressão entre articulações e órteses, estresses entre discos intervertebrais, ângulos das articulações durante movimentos, mudanças de pressão na arcada dentária e forças produzidas por tecidos moles (tendões e músculos) (RORIZ P. et al., 2014).

Presti Lo et al. (2020) expressam que a maior desvantagem dos sensores em fibra ótica, sobretudo as FBGs, no cenário hospitalar e de pesquisa, é a necessidade de equipamentos específicos como interrogadores e fontes de luz.

2.3 Força de preensão manual

Em estudos epidemiológicos é habitual a medição da variável força de preensão manual dos sujeitos de pesquisa (KISHIMOTO et al., 2014). Segundo Smith L. et al. (2018), a força de preensão manual é uma ótima preditora do estado de saúde geral de um sujeito e é considerado um método não invasivo de avaliação. Essa variável segue uma relação inversamente proporcional com a saúde individual, ou seja, quanto maior os números atingidos nos testes de preensão, menor a chance de presença de doenças. Milligen van et al. (2011) reiteram a força de preensão manual como a mais recomendada medida para avaliação de força muscular geral, bem como percentual de massa muscular de um indivíduo. Quando avaliada em pessoas de terceira idade a força de preensão manual pode também revelar a existência ou a possibilidade de surgimento de deficiências e incapacidades físicas (PAUL et al., 2005).

Cernovas et al. (2017) constaram que há uma redução da força de preensão manual conforme o avanço da idade. Em seu estudo com 85 sujeitos foi possível associar o decréscimo da força de preensão manual em mulheres mais idosas e a associação que a variável possui a densidade mineral óssea (DMO). Segundo os autores, existe uma diferença significativa entre DMO e força de preensão manual de mulheres idosas e jovens. Smith Lee et al. (2018) observa também o declínio da força de preensão manual com a chegada na terceira idade, podendo ainda ser associado a chance de quedas, ao nível de dependência, a admissão em casas de repouso para tratamentos e cuidados e a mortalidade. Rantanen et al. (1999) expõem que homens idosos com escores reduzidos de força de preensão manual possuem maiores dificuldades de realizações de Atividades Funcionais (AF), como se vestir, completar

tarefas domésticas, usar o banheiro e se elevar da cadeira sem auxílio dos braços. Os pesquisadores afirmam que há uma associação clara e forte em relação ao aumento dos anos de vida com o decréscimo da força de preensão manual e a diminuição da capacidade de realização de AF.

De acordo com Kishimoto et al. (2014), existe uma conexão entre causas de morte tradicionais, como doenças cardiovasculares e respiratórias, e baixa força de preensão manual. Essa associação é forte tanto para pessoas idosas quanto as de meio idade. Para os autores, indivíduos com pouca força corporal generalizada reportam índices reduzidos de força de preensão manual. Ademais, força de preensão manual pode refletir uma menor massa corporal, tendo relação direta com o aumento do risco de contração de pneumonia e sepse, tendo em vista que, sujeitos com menor composição corporal, podem apresentar alto risco de desnutrição e serem imunocomprometidos (KISHIMOTO et al., 2014).

O estudo longitudinal de Gale et al. (2007) conseguiu demonstrar mais dados que associam a força de preensão manual ao estado nutricional individual. De acordo com os seus resultados, os indivíduos que pesavam mais nos primeiros anos de vida possuíam maiores escores de força de preensão manual na vida adulta do que seus análogos mais magros. Os autores atribuíram esses achados a uma melhor alimentação durante a infância. Além disso, sujeitos com os maiores números de força de preensão manual apresentaram maiores estaturas quando mais velhos.

Wang et al. (2018) expõe que dimensões anatômicas também influenciam a força de preensão manual haja vista que sujeitos com mãos maiores atingiram valores mais altos nos testes de preensão com dinamômetro. Foram encontradas ainda diferenças significativas de força de preensão manual de acordo com a etnia da população. Os resultados do estudo sugerem que ocidentais possuem mais força de preensão manual do que orientais.

Cruz-Jentoft et al. (2010) afirma que força de preensão manual isométrica se correlaciona com outros grupos musculares, inclusive de membros inferiores. Números baixos de força de preensão manual podem demonstrar pouca potência muscular do grupo muscular dos extensores da coxa, baixa mobilidade do joelho e menor área transversal dos músculos posteriores da perna (panturilha), estando diretamente relacionados com uma má qualidade da marcha. Os pesquisadores denotam que, em estudos de força de membros inferiores, a força de preensão manual

pode ser um substituto confiável a outras variáveis que possuem uma aferição mais complicada.

Alley et al. (2014) colocam que a força de preensão manual é um forte preditor da velocidade da marcha. Quanto mais devagar é o andar menor os resultados da força de preensão manual em uma pessoa. É sugerido por McGrath et al. (2021), que a força de preensão manual é tipicamente 10% maior na mão dominante, o que resulta em assimetrias dos movimentos dos joelhos como extensão da perna. Por consequência o caminhar fica prejudicado em relação a sua velocidade e ao seu equilíbrio. Além disso, assimetrias elevadas de força de preensão manual refletem maiores chances de desenvolver futuras dificuldades de realização de AF. Conforme os autores, pessoas com assimetrias tem 11% a mais de possibilidade de serem acometidos por algum tipo de problema nas suas AF. Em relação ao número bruto da força de preensão manual, McGrath et al. (2021) relatam que escores baixos representaram 42% a mais de chance de um sujeito reportar alguma dificuldade nas suas AF. Quando esses escores eram ainda apresentados em conjunto com alguma assimetria essa chance sobe para 86%.

Considerando que assimetrias de força de preensão manual entre mão dominante e não dominante refletem em diferentes associações, é importante a avaliação de ambas as mãos (MCGRATH et al., 2021).

Smith L. et al. (2018) associa força de preensão manual a doenças de caráter psicológico. Em seu estudo foi constatado que mulheres com sintomas moderados ou severos de depressão possuíam menores números de força de preensão manual em relação a mulheres com pouco ou nenhum sintoma. É possível que a convivência prolongada com sintomas de depressão promova um declínio acentuado das capacidades físicas, sendo explicado pelos escores baixos de força de preensão manual. No entanto, segundo Smith et al. (2018), a associação entre baixa força de preensão manual e depressão foi encontrada somente em mulheres, tendo em vista que em homens não foi estatisticamente significativa.

Milligen van et al. (2011) e Gale et al. (2011) expõem que sintomas de ansiedade seguem também o mesmo padrão dos sintomas de depressão quando relacionados à força de preensão manual. Novamente, essa associação foi feita somente na amostra de sujeitos de pesquisa do sexo feminino. Segundo os autores, a razão pela qual as relações entre força de preensão manual e caracteres psicológicos não poderem ser feitas em homens dá-se ao fato que os métodos

convencionais de mensuração da força de preensão manual não são sensíveis o suficiente para apontar esse tipo de correlação na população masculina. Usualmente homens atingem escores maiores de força de preensão manual nos dinamômetros comerciais, resultando no que os autores denominam de um efeito de teto (*ceiling effect*), o que acaba não demonstrando diferenças muito significativas de força de preensão manual em homens.

Em estudos epidemiológicos sobre a força de preensão manual é comum que os sujeitos de amostra sejam comparados somente entre os sujeitos de amostra, haja vista que não existe um ponto de corte claro considerado o normativo para a força de preensão manual. No entanto, com a intenção de traçar esses pontos, Alley et al. (2014), em um estudo com 9.897 homens e 10.950 mulheres consideraram que homens com força de preensão manual <26 kgf podem ser considerados fracos assim como mulheres com força de preensão manual <16 kgf. Homens com força de preensão manual entre 26 e 32 kgf e mulheres entre 16 e 20 kgf foram classificados como intermediários. Esses pontos de corte são interessantes para identificar populações que talvez necessitem de intervenções relacionadas a sua saúde, além de serem um bom ponto de partida para futuras análises.

Segundo Chetanna et al. (2020), as avaliações de força de preensão manual podem ser uma medida interessante antes a prescrição de variados tipos de reabilitação, bem como a observação da progressão da saúde conforme a aplicação de tratamentos. Ademais, os pesquisadores expõem que força de preensão manual é variável mais importante para descrever a capacidade de um sujeito de realizar trabalho, podendo ainda identificar qual tipo de trabalho é mais indicado de acordo com as características individuais do trabalhador.

Wang et al. (2018) denotam que no âmbito do trabalho números normativos de força de preensão manual podem fazer com que a tolerância a cargas e a realização e forças dos trabalhadores sejam mais bem compreendidas, fazendo que o número de lesões relacionadas ao trabalho seja diminuído. Além disso, com a presença desses números, existe a possibilidade de construir melhores equipamentos, com designs mais ergonômicos para cada função.

Considerando o uso extensivo da força de preensão manual como variável de estudo e a versatilidade de associação que ela possui com diversos outros caracteres de saúde, a utilização de novos métodos de aferição pode ser interessante. Na maioria das pesquisas existe o emprego de dinamômetros comerciais. Esses equipamentos

têm fácil utilização, mas não avaliam as minuciosidades que a força de preensão manual pode possuir. No estudo de McGrath et al. (2021), por exemplo, grande parte da amostra atingiu o máximo do que o equipamento podia aferir. Tendo isso em vista, é sugerido pelos autores que a utilização de métodos mais refinados e novas tecnologias possam promover uma melhor compreensão da força de preensão manual. Ainda, com a mensuração de características específicas da força de preensão manual é possível que novas correlações estatísticas possam ser criadas. É nesse que âmbito que o dispositivo em FBG se encaixa. Embora seu uso requiera um conhecimento específico em relação aos dinamômetros manuais convencionais, a possibilidade de dessecamento da força de preensão manual é muito maior, tornando-o uma tecnologia vantajosa para pesquisas.

Os instrumentos convencionais de medição da força de preensão manual que são comercializados variam principalmente de acordo com o tipo de pegada do aparelho, a escala máxima de marcação e a forma de leitura dos dados. É possível encontrar dinamômetros hidráulicos e eletrônicos, no entanto é pouco comum o uso do eletrônicos em pesquisas epidemiológicas.

Conforme a pegada encontra-se o modelo do tipo Smedley, onde há a separação dos dedos formando a pegada anatômica. Esse modelo da fabricante Saehan faz uma leitura máxima de até 100 kgf. O modelo convencional permite o ajuste da haste para acomodar variados tamanhos de mão. Considerando que as dimensões da mão do sujeito avaliado interferem nos resultados das medidas de força de preensão manual (Wang et al., 2018), esse aparelho contém uma vantagem nos estudos epidemiológicos. Esse modelo da Saehan permite leituras de até 90 kgf. Ele pode ser encontrado com relógio analógico ou digital para a leitura da avaliação. O modelo Bulbo Squeeze possui uma pegada mais confortável pois é feito de um material macio. Sua leitura máxima é de 70 kgf. O modelo Dedo Pinche Gauche possui a menor leitura dentre todos os modelos, de no máximo 45 kgf. Esse aparelho é utilizado para registrar somente força de pinça em chave, que é pressão do polegar exercida sobre o dedo indicador.

Conforme as especificações de cada modelo existem vantagens e desvantagens para uso dependendo do que se procura em cada estudo, ou qual o sujeito de pesquisa que será estudado. O modelo de pegada convencional pode ser mais abrangente devido as suas configurações de manuseio, no entanto a pegada pode não ser tão confortável quanto a do Bulbo Squeeze devido ao material com o

qual é construído. Ainda, é importante observar o número máximo de aferição de cada aparelho. Dependendo da população estudada os indivíduos podem sempre maximizar o instrumento, causando o efeito de teto como descrito por Gale et al. (2011), tornando inviável a análise estatística.

Quando em comparação aos dinamômetros convencionais a versatilidade dos sensores em FBG se destaca. Devido a capacidade da fibra ótica ser conectada a quase todo o tipo de dispositivo e em tecidos vivos, ela permite a construção de biosensor mais ergonômico que atenda características singulares dos sujeitos de pesquisa. Além disso, a capacidade de mensuração das FBGs permite que a variável força de preensão manual seja mais minuciosamente mensurada, tendo em vista que a análise do espectro refletido pela FBG mostra diversos pontos da curva do movimento de preensão manual e não somente o ponto máximo. Em contrapartida os dinamômetros convencionais têm um custo muito mais baixo e exigem muito menos conhecimento técnico para a sua operação do que os sensores em FBG.

Considerando o extenso uso de dinamômetros convencionais em estudos epidemiológicos, Trampisch et al. (2012) estabeleceram um protocolo para melhor utilização dos equipamentos. Para os autores o modelo convencional tem maior popularidade em relação aos demais devido a sua capacidade de mudanças de posições da haste de pegada. No entanto, os autores sugerem que com o uso em uma única posição do aparelho, a aquisição dos dados de força de preensão manual é mais rápida e mais fácil. Além disso, a troca de posições para diferentes mensurações pode gerar cansaço no sujeito de pesquisa tornando os resultados potencialmente imprecisos.

Os resultados encontrados por Trampisch et al. (2012) apontam que não houve diferença significativa entre força de preensão manual entre os pesquisados quando separados em grupos de acordo com dimensão das mãos, utilizando posições diferentes no dinamômetro. Pelo contrário, quando todos os sujeitos são avaliados em uma mesma posição as diferenças de força de preensão manual são ainda mais estatisticamente significantes. Segundo os autores, essa foi a posição número 2 no aparelho.

Considerando o trabalho de Trampisch et al. (2012), o acoplamento da FBG em um aparelho de handgrip com uma única carga para a utilização em indivíduos com caracteres de força diferentes pode produzir resultados de força de preensão manual para uma pertinente avaliação. Embora seja mais simples de atingir o teto de

medida do aparelho, o espectro produzido pela FBG varia de acordo com a pessoa que pressiona o equipamento. É possível observar o tempo que cada indivíduo levou para atingir o máximo, ou quanto tempo ele foi capaz de suportar a carga máxima, por exemplo.

2.4 Anatomia dos flexores e extensores dos dedos e mão

A função do complexo do antebraço é de rotacionar a mão e permitir a realização de tarefas funcionais com os movimentos de flexão e extensão dos dedos (LeStavo et al., 2006).

Segundo Lieber et al. 1992, a arquitetura dos 21 músculos que compõem o antebraço e a mão tem grande influência na sua função. Os ângulos das fibras musculares dos flexores do carpo, bem como sua área transversal, se diferem dos extensores do carpo, permitindo que os movimentos de flexão dos dígitos (fechar a mão) sejam executados com mais força e maior precisão do que os movimentos de extensão (LIEBER et al., 1992).

Parte dos músculos extensores dos dedos, parte posterior do antebraço, têm origem ainda no braço, no epicôndilo lateral do úmero. O extensor carpi radialis brevis e o extensor carpi radialis longus trabalham na mesma função, estender e abduzir a mão. Porém, eles se diferem na sua origem e inserção, enquanto o brevis começa no epicôndilo lateral do úmero o longus se inicia na crista supracondilar. O brevis se insere na base do terceiro metacarpo, o longus na base do segundo (NETTER, 2018).

O extensor digitorum se divide em aproximadamente dois terços do seu comprimento para gerar quatro inserções distintas nas falanges distais do 2º ao 5º dedo. Essa divisão tem característica de um tendão e determinada como uma aponeurose dorsal. Além de estender do primeiro ao quinto dedo, o extensor digitorum auxilia na extensão da mão. O extensor digiti minimi se inicia também no epicôndilo lateral e se insere na primeira falange do quinto dígito, tendo função exclusiva a extensão do dedo mínimo (NETTER, 2018).

O dedo indicador conta também com um músculo extensor próprio com origem na região medial da ulna e inserção na terceira falange do primeiro dedo, o extensor indicis. Dois músculos trabalham na extensão do polegar, o extensor pollicis longus e o extensor pollicis brevis. Ambos têm origem na membrana interóssea do antebraço (região entre a ulna e o rádio), no entanto o extensor pollicis brevis se conecta na

origem na face posterior do rádio, enquanto o extensor pollicis longus na face posterior da ulna. Suas inserções também se diferem, enquanto o brevis termina na falange proximal do polegar o longus termina na distal (NETTER, 2018).

Na parte anterior do antebraço é possível observar os músculos responsáveis pela flexão da mão e dos dedos. O flexor carpi radialis tem origem no epicôndilo medial do úmero e inserção no segundo metacarpo, trabalhando como abductor e flexor da mão. O flexor carpi ulnaris tem a mesma função, porém difere-se quanto a sua origem e inserção, sendo que sua cabeça profunda começa na cabeça da ulna e ele se insere nos ossos pisiforme, hamato e na base do quinto metacarpo (NETTER, 2018).

Cinco músculos trabalham na flexão dos dedos. Com origem no osso hamato e inserção na base lateral medial da falange proximal do dedo mínimo o musculo flexor digiti minimi brevis tem função de fletir o quinto dígito. O flexor digitorum profundus tem origem na face proximal da ulna e membrana interóssea do antebraço e inserção na base da falange distal do segundo ao quinto dígito, sua função é flexionar os quatro dedos e assistir na flexão da mão. Com a mesma função e mesma inserção do flexor digitorum profundus, o flexor digitorum superficialis possui duas cabeças. A cabeça umeroulnar tem origem no epicôndilo medial do úmero, no processo coronóide da ulna e no ligamento colateral ulnar. A cabeça radial começa na metade superior da face anterior do rádio (NETTER, 2018).

A flexão do polegar acontece em função dos músculos flexor pollicis brevis e flexor pollicis longus. O primeiro se origina no osso trapezoide e se insere na base da falange proximal do polegar. O segundo tem origem na superfície anterior do rádio e na membrana interóssea, inserindo-se na base da falange distal do polegar (NETTER, 2018).

De acordo com Lieber et al. (1992), o flexor digitorum profundus é o músculo com maior comprimento e maior volume de todos os músculos que compõem o complexo do antebraço. O extensor carpi radialis longus é o musculo mais curto.

2.5 Fadiga muscular

Fadiga é um fenômeno fisiológico caracterizado pela dificuldade de realizar uma tarefa, geralmente definida como um sentimento de falta de energia ou exaustão (WAN et al., 2017). Essa classificação é abrangente pois a sensação de cansaço pode ir além do físico, tendo em vista que ela pode ser classificada também como fadiga

mental em referência aos sintomas cognitivos do cansaço. Blackwell et al. (1999) definem fadiga muscular como o declínio da força de contração muscular máxima seguida do aumento do esforço individual em uma tentativa ineficaz de manter o nível desejado de força.

A compreensão da fadiga muscular depende do entendimento prévio de como uma contração muscular funciona. O tecido muscular estriado esquelético, aquele que possui a capacidade de realizar contrações voluntárias, é subdividido de maneira decrescente conforme suas estruturas em: fáscia profunda do músculo esquelético, epimísio, perimísio, fascículo do músculo, endomísio e miofibrila. Uma única fibra muscular é formada por diversas miofibrilas envolvidas pela membrana chamada de endomísio. Cada miofibrila é subdivida em diversos sarcômeros que variam em quantidade de acordo com o comprimento da miofibrila. A nível de tecido muscular a contração ocorre devido ao deslizamento da proteína actina sobre a miosina dentro do sarcômero.

De acordo com WAN et al. (2017), falhas em qualquer local acima do sarcômero podem contribuir para o desenvolvimento da fadiga muscular, incluindo no sistema nervoso, no fornecimento de sais minerais, no sistema vascular e nos sistemas de fornecimento de energia. Além disso, alguns subprodutos decorrentes da contração muscular, como hidrogênio e lactato podem promover a diminuição da capacidade de realização de força.

A contração muscular se inicia no sistema nervoso central, onde são produzidos, a partir de um potencial elétrico, diversos estímulos excitatórios que recrutam as unidades motoras a fim de gerar força (WAN et al., 2017). A produção desse potencial elétrico depende principalmente da concentração de sais minerais como sódio, cálcio, potássio e magnésio no organismo. Conforme a realização de atividades físicas, ocorre a alteração das concentrações desses sais minerais, promovendo a instalação da fadiga muscular por meio da queda no recrutamento das unidades motoras (WAN et al., 2017).

De acordo com Soo et al. (2009), as unidades motoras são a parte fundamental que compõem o músculo, tendo em vista que elas contêm a conexão direta da fibra muscular com o sistema nervoso central. Uma unidade motora corresponde ao neurônio e todas as fibras musculares que ele inerva. Segundo Alkurdi et al. (2010), a quantidade unidades motoras recrutadas tem uma correlação diretamente proporcional com a intensidade de força gerada em uma contração. O inverso vale

segue para a fadiga muscular, haja vista que o relaxamento prolongado das unidades motoras é um sinal fisiológico importante de perda de força. Oda et al. (2001) constaram que há um declínio progressivo no recrutamento das unidades motoras durante contrações isométricas máximas, sustentadas por mais de 40 segundos, dos flexores do carpo. Os autores correlacionaram sinais de perda da qualidade de contração muscular, como tremores, com a queda da ativação das unidades motoras.

Quando comparado com outras regiões anatômicas em relação a sua composição muscular, nota-se que o antebraço é formado principalmente por fibras musculares do tipo I (WHITE et al, 2013). Fibras do tipo I têm a qualidade de serem mais resistentes a fadiga, sendo compostas por unidades motoras de contração lenta (LIU et al., 2005). Assim, durante o processo de contração muscular o sistema nervoso central faz com que elas sejam as primeiras a serem recrutadas (SOO et al, 2009). Conforme a fadiga vai sendo instalada acontece o recrutamento de unidades motoras de contração rápida que se conectam com as fibras musculares do tipo II. Isso acontece conforme à queda na ativação das fibras do tipo I, sendo denominado como a estratégia de recrutamento de princípio de tamanho muscular (SOO et al., 2009).

De acordo com White et al (2013), a quantidade de unidades motoras no antebraço em conjunto com um menor número de músculos, faz com que os flexores do carpo fadiguem mais rapidamente quando comparados com outros grupos musculares, como os extensores da coxa, por exemplo. Embora as fibras do tipo I serem mais resistentes ao cansaço, há uma ausência de fibras de tipo II no antebraço. Assim, após o relaxamento das unidades motoras das fibras do tipo I, os flexores do carpo não possuem um sistema para continuar a contração e por isso eles são incapazes de sustentar grandes estímulos de intensidade e/ou volume.

Mantooth et al. (2018) denotam também a importância do fornecimento de oxigênio aos músculos que realizam qualquer tipo de trabalho. Conforme os autores, atividades executadas sob isquemia fazem com que o indivíduo atinja mais rápido um patamar elevado de fadiga. Ainda, o fornecimento de oxigênio é reduzido quando há uma postura inadequada do segmento muscular utilizado, frequência e intensidade elevadas da atividade e tipo de contração. De acordo com White et al. (2013), contrações isométricas promovem maior perda de força em relação a contrações isocinéticas. Um fator que pode explicar esse fenômeno é a maior isquemia decorrente da sustentação de esforços.

A presença de oxigênio no organismo é responsável pela oxidação das macromoléculas de glicogênio para a produção de adenosina trifosfato, a fonte principal de energia para as atividades físicas. Segundo Wan et al. (2017), um dos propósitos do fluxo sanguíneo no tecido muscular durante a realização de esforços é levar o oxigênio necessário para o metabolismo do adenosina trifosfato. O sangue ainda é responsável por remover os subprodutos decorrentes desse metabolismo, como o ácido lático e o hidrogênio que aceleram o processo de fadiga. Dessa forma, a oclusão da corrente sanguínea está diretamente relacionada com um decréscimo considerável do tempo para chegar à exaustão e com um declínio elevado da força máxima (WAN et al., 2017).

É importante considerar que o Glicogênio é a maior reserva de carboidratos presente no organismo, onde 75% fica armazenado no tecido muscular (WAN et al., 2017). Quando essas reservas de glicogênio estão depletadas o exercício não pode ser continuado.

Músculos variam entre si de acordo com seu comprimento e volume, o que diferencia o seu nível de fadiga. Segundo Mantooth et al. (2018), o tamanho muscular modifica a pressão intramuscular afetando o fornecimento de oxigênio, modificando a fatigabilidade de acordo com regiões anatômicas. Dessa forma, resultados atingidos em testes de fadiga em um grupo muscular não podem ser extrapolados para outros com exatidão. Assim, Liu et al. (2019) compreendem que ao elaborar protocolos de testes de fadiga é importante destacar qual grupo muscular será avaliado.

3 METODOLOGIA

Para cada medição da contração muscular isométrica realizada, foram utilizados dois sensores em fibra ótica (FBG). O primeiro sensor foi acoplado diretamente sobre uma mola de um *handgrip* e o segundo sensor foi encapsulado em material polivinílico, formando um bracelete.

No momento da coleta de dados o bracelete foi colocado sobre a musculatura do antebraço do participante da pesquisa enquanto ele pressionava o *handgrip*. Os sensores não tiveram, em nenhum momento, contato direto com a pele do participante da pesquisa. Além disso, por se tratar de cabos óticos, não oferecem nenhum risco de choque elétrico.

A amostra foi composta por um dos pesquisadores principais, que é um indivíduo com mais de 18 anos em plena condição de saúde, que não relatou nenhum problema físico que pudesse ser agravado ou que comprometesse a realização dos testes de preensão manual. O estado de saúde foi ser atestado pelo próprio participante da pesquisa. A amostra somente foi completada após o preenchimento, consentimento e assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

Previamente a coleta de dados todos os equipamentos com os quais o participante da pesquisa teve contato foram higienizados com álcool etílico 70 % (marca: Da Ilha). Além disso, todas as pessoas presentes no laboratório durante a coleta de dados usaram máscara cirúrgica descartável (Marca: Melhoramentos; Modelo: elite profissional) fornecidas pelos pesquisadores. A temperatura e umidade foram constantes dentro do laboratório 22° C e 60%, respectivamente.

3.1 Fabricação das redes de Bragg

As redes de Bragg em fibras óticas que foram utilizadas neste trabalho para a instrumentalização dos aparelhos de *handgrip* e do bracelete foram fabricadas no laboratório de fotônica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), com condições constantes de temperatura e umidade.

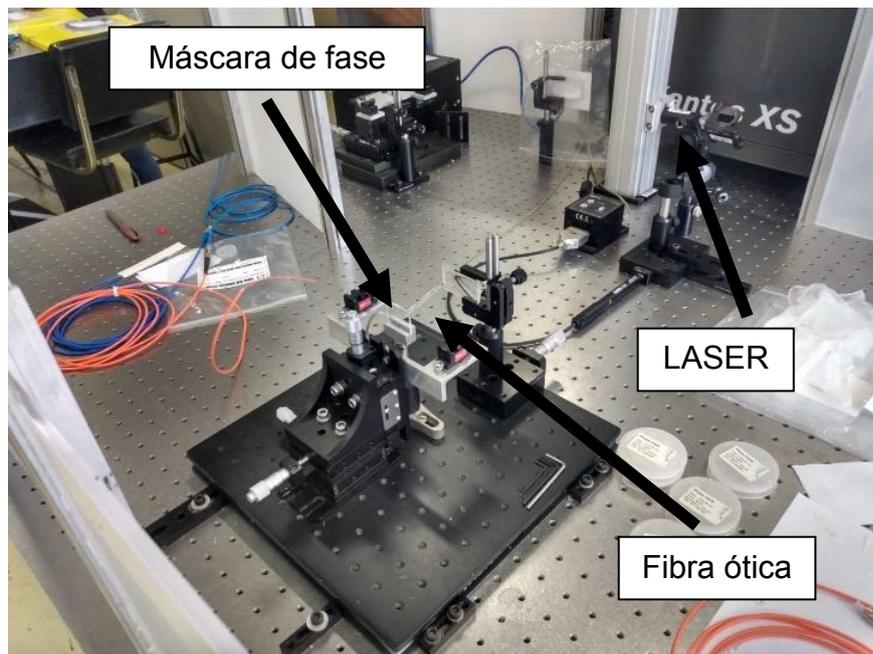
O sistema de gravação das FBGs consistiu em um laser de excímero ArF – Fluoreto de Argônio (marca: *Coherent*, modelo: Xantos XS 500), com frequência de 250 Hz, comprimento de onda de 193 nm e pulsos de energia de 5 mJ. O padrão de interferência para a gravação das redes é obtido através da difração da luz laser por

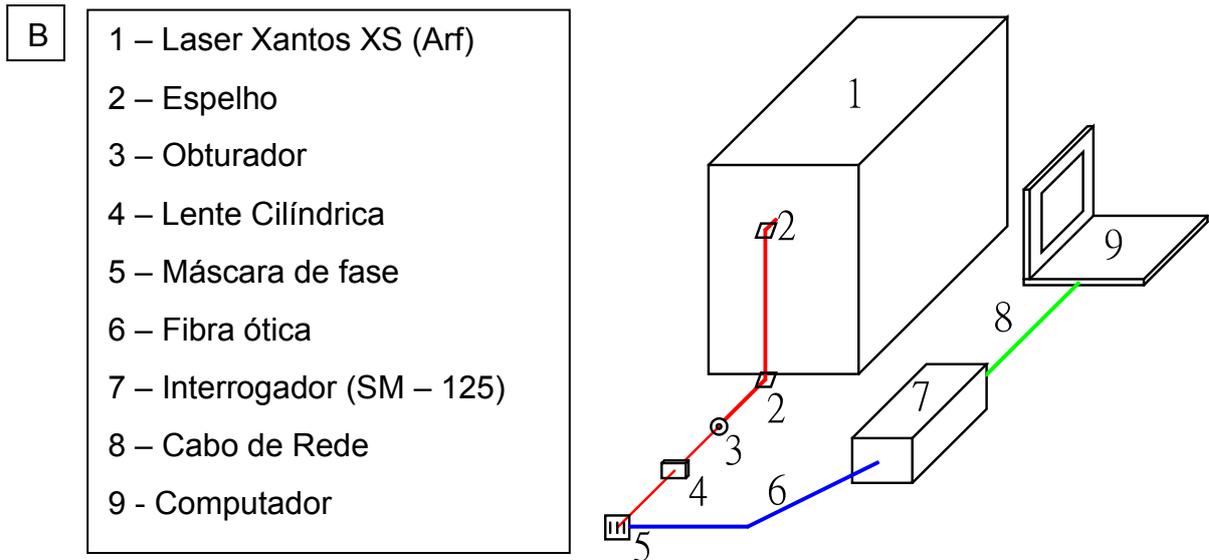
dispositivos denominados de máscaras de fase. A máscara de fase é uma espécie de filtro feito de vidro com dimensões de 5 por 5 centímetros, o qual foi posicionado entre o a fonte laser e a fibra ótica durante a gravação dos sensores FBG.

Duas máscaras de fase (Ibsen +1/-1, order phase masks) foram utilizadas, uma com *pitch* de 1058,9 nm formando uma rede com λ_B de 1532,2283, e outra máscara com *pitch* de 1073,5 nm formando uma rede com λ_B de 1553,3445. Existe a necessidade de os λ_B serem distintos entre a rede do *handgrip* e a do bracelete para que o interrogador faça a leitura correta dos sinais de forma simultânea. Uma íris de 3 mm determinou o diâmetro do laser emitido e o comprimento dos sensores (Figura 2 A e B).

Figura 2: Sistema de gravação da FBG e esquemático

A



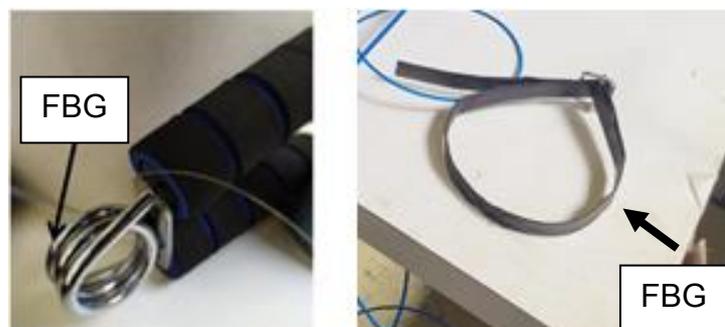


Fonte: o autor

3.2 Acoplamento das FBGs nos *handgrips* e nos braceletes

Após a gravação das FBGs, elas foram acopladas nos *handgrips* com uso de cola de cianoacrilato (marca: *Tekbond*, modelo: cola instantânea de cianoacrilato em gel) em quatro aparelhos comerciais (marca: *Atrio*, modelo: mecânico com mola) para cargas de 10, 15, 20 e 25 kg. Após cerca de 10 minutos, para a secagem completa, foi possível utilizar os *handgrips* para as mensurações. Encapsulamento das FBGs nos braceletes: A FBG do bracelete do antebraço foi encapsulada em material polivinílico (marca: *3M Company*, modelo: fita adesiva de cloreto de polivinil). O sensor não entrou em contato com a pele do participante da pesquisa em nenhum momento dos testes. A Figura 3 A e B mostra a instrumentação do sensor no *handgrip* e no bracelete.

Figura 3: *Handgrip* e bracelete instrumentados

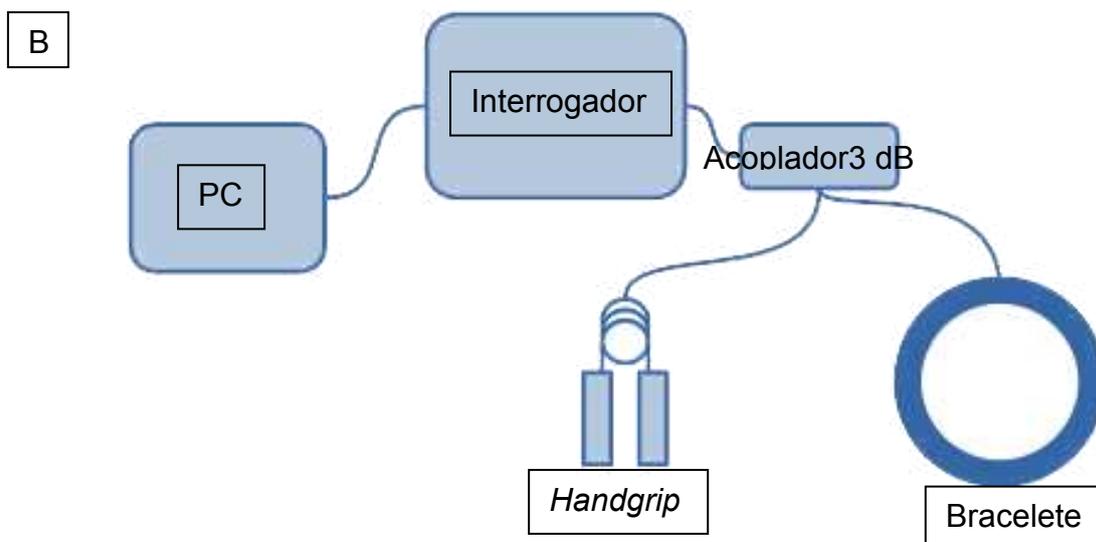
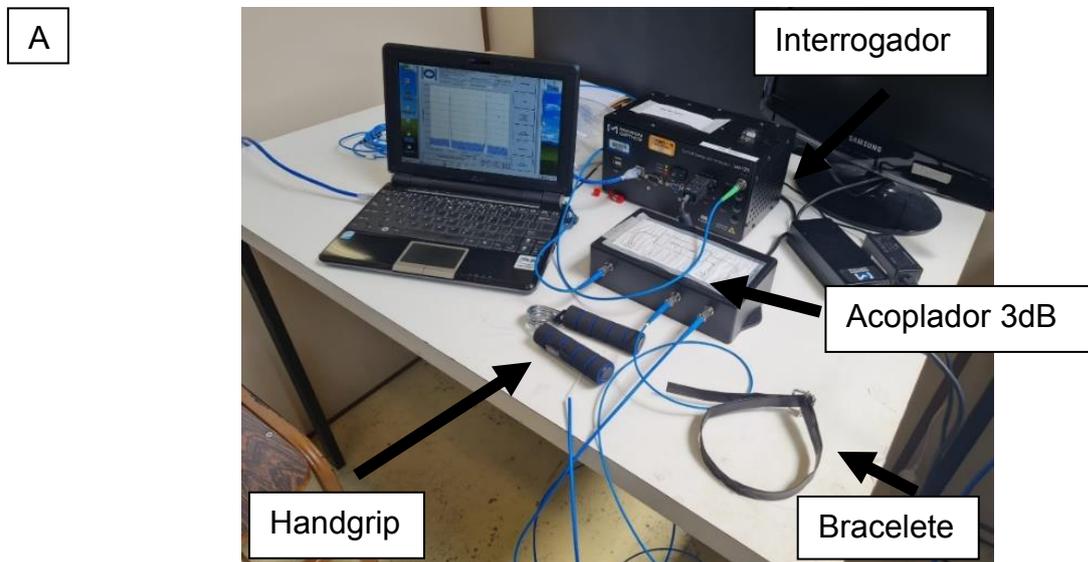


Fonte: o Autor

3.3 Sistema de interrogação

O sistema de interrogação consistiu em um interrogador óptico (marca: *Micron Optics*, modelo: SM 125, 1 canal, resolução de 5 pm e frequência de aquisição de 1 Hz), um computador portátil (marca: HP, modelo: HP 240 G3), um acoplador a fibra ótica (marca: Thorlabs, modelo: acoplador a fibra ótica de 3dB). O sistema de interrogação para o bracelete com o sensor ótico encapsulado e o aparelho de *handgrip* com o sensor fixado na mola foi montado como mostra a Figura 4 A e B.

Figura 4: Sistema para aquisição dos dados

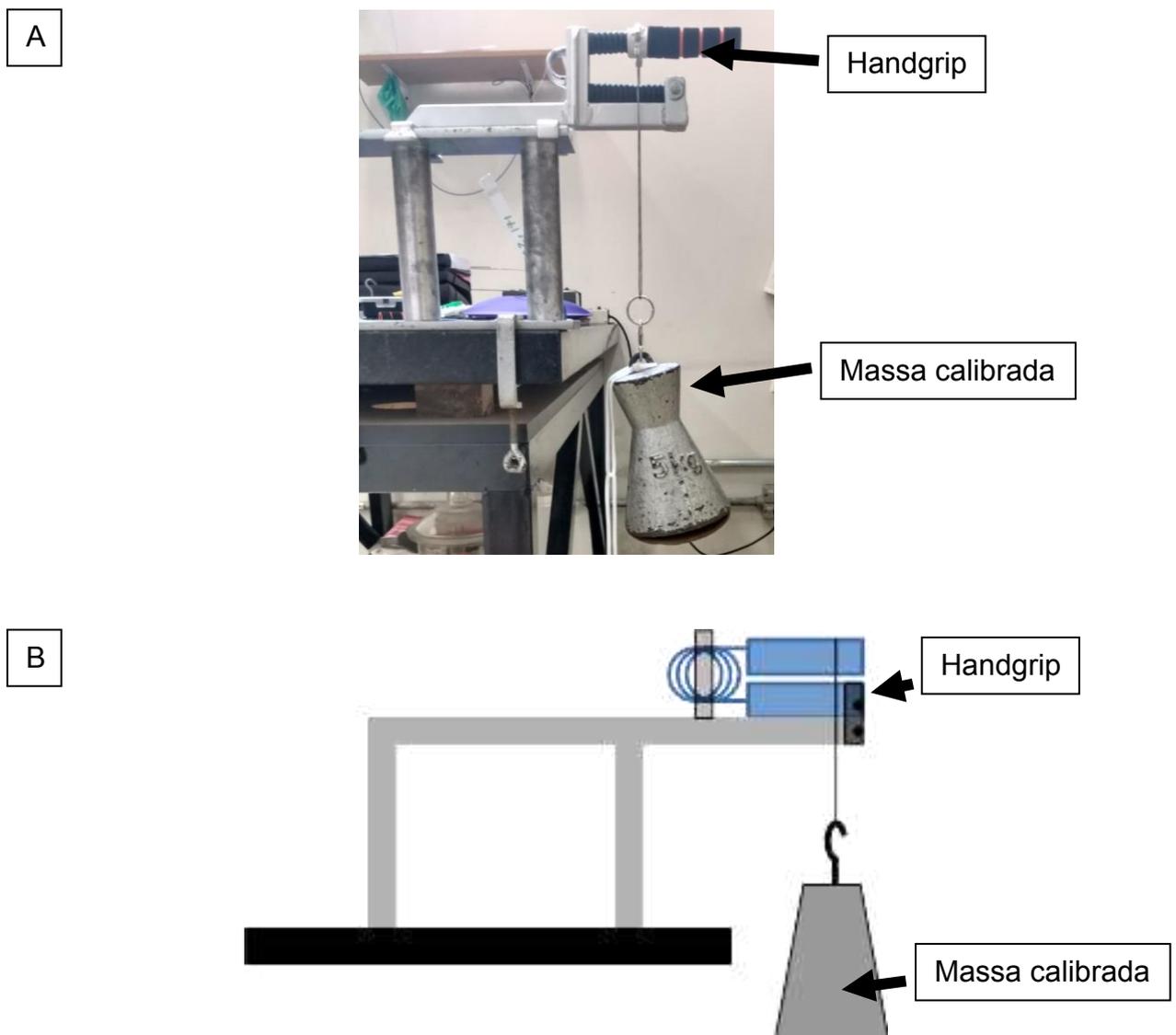


Fonte: o autor

3.4 Modelo experimental

Os handgrips e braceletes instrumentados foram caracterizados em sistemas experimentais baseados em uma alavanca mecânica e massas calibradas obtenção da curva de calibração dos sensores (Figura 5 A e B). Cada *handgrip* foi inserido na alavanca para obtenção dos dados de variação de comprimento de onda do sensor em função das forças (pesos), através do sistema de interrogação das FBGs. As curvas de calibração de variação do comprimento de onda em função das forças aplicadas foram utilizadas para a conversão da variação do comprimento de onda dos sensores para forças durante os ensaios *in vivo*.

Figura 5: Alavanca mecânica do modelo experimental e esquemático



Fonte: o autor

3.5 Ensaios *in vivo*

Um pré-ensaio foi realizado um teste prévio aos ensaios de esforço máximo a fim de avaliar se não havia comprometimento da saúde do participante da pesquisa na data de cada avaliação. O pré-ensaio consistiu na medição da temperatura do participante, com o objetivo de identificar algum estado febril e da manipulação, de um aparelho de *handgrip* de baixa carga. O participante da pesquisa foi orientado a apertar o aparelho e soltar. Após ele foi orientado a reportar qualquer desconforto durante a manipulação do aparelho. Para isso, foi aplicada uma Escala de Percepção de Esforço (PSE) (BORG, 1982) de 0-10 (Tabela 1), e caso o participante relatasse valores de desconforto acima de 3, o teste seria imediatamente interrompido.

Tabela 1 - Escala de percepção e esforço

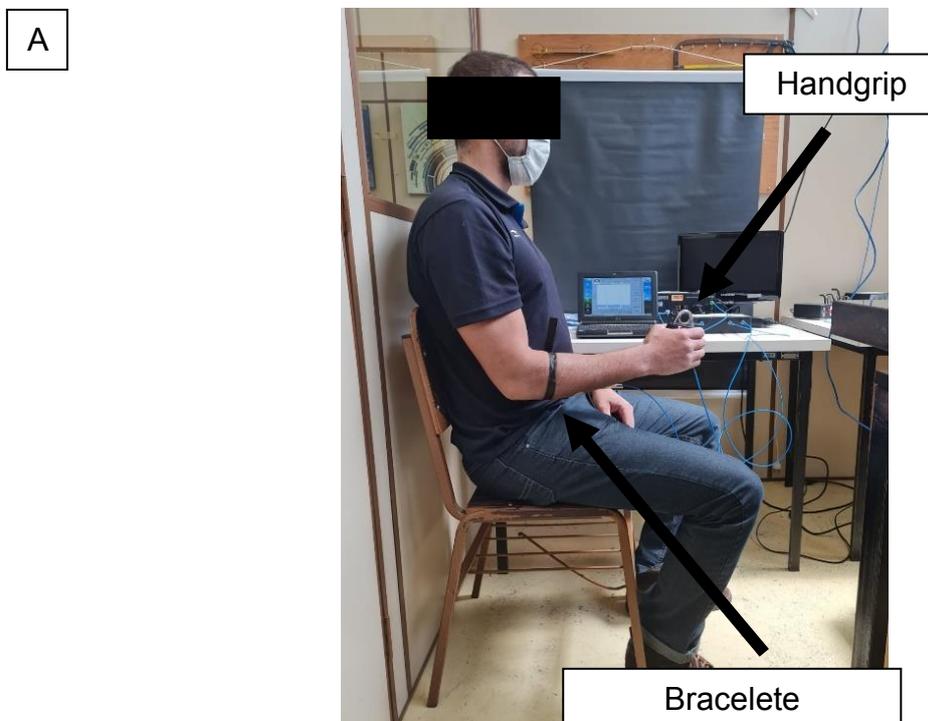
Classificação	Descrição
0	Repouso
1	Muito, muito fácil
2	Fácil
3	Moderado
4	Um pouco difícil
5	Difícil
6	-
7	Muito difícil
8	-
9	-
10	Máximo

Fonte: BORG, G. A., 1982

Após selecionada a amostra, a coleta de dados foi realizada no laboratório de fônica da UTFPR com temperatura e umidade controladas. Os testes consistiram em uma contração isométrica de força máxima, realizados com intervalos mínimos de 24 horas, no qual o indivíduo deveria apertar o aparelho de *handgrip* com sua força máxima e tentar sustentar essa contração pelo maior tempo possível. Para a coleta de dados o participante da pesquisa foi instruído a ficar sentado com as costas eretas, pés paralelos e tocando no chão, cotovelos dobrados em 90° e pressionar com os dedos um aparelho de *handgrip* que possui dois cabos arredondados cobertos com uma espuma EVA com sua força máxima e sustentar essa pressão pelo maior tempo possível.

Quatro aparelhos foram utilizados com diferentes cargas máximas, de 10, 15, 20 e 25 kg. O participante realizou 5 contrações para cada braço em cada um dos aparelhos. Os ensaios foram efetuados em quatro dias distintos, sendo que o primeiro dia foi para o handgrip de 10 kg, o segundo dia para o de 15 kg, o terceiro dia para o de 20 kg e o quarto dia para o de 25 kg. Durante todos os testes o bracelete construído de fita isolante, a qual contia um sensor FBG, foi colocada sobre toda a circunferência do antebraço próxima ao cotovelo do sujeito de pesquisa. Não houve necessidade de tricotomia para a colocação desse sensor no antebraço. Nenhum dos instrumentos dos testes causou nenhum tipo de dor ou desconforto. Cada dia de coleta de dados teve duração de aproximadamente 30 minutos. O intuito da FBG do *handgrip* foi de demonstrar, a partir da deformação do espectro de onda de Bragg, a característica da força de prensão manual e o processo de instalação da fadiga muscular nos músculos flexores dos dedos. O bracelete de fita isométrica teve o propósito de avaliar a variação do volume muscular durante a contração dos músculos flexores do carpo (Figuras 6 A e B).

Figura 6: Esquema do participante da pesquisa realizando a contração isométrica





Fonte: o autor

3.6 Riscos e Benefícios

3.6.1 Riscos

Como a coleta de dados consiste em uma contração de força isométrica máxima, foi considerado um risco ao participante sentir algum tipo de desconforto físico semelhante a prática de atividades físicas. Esse sintoma poderia surgir especialmente na região das mãos, antebraço, braço e ombros. Com o intuito de diminuir a possibilidade de que isto ocorresse, o avaliador deveria encerrar o processo de coleta de dados sob o *feedback* de fadiga dado pelo próprio participante da pesquisa.

Também foi aplicado a Escala de Percepção de Esforço (PSE) BORG, 1982) de 0-10 (Tabela 1), e caso o participante da pesquisa relate valores de desconforto acima de 7, o teste será imediatamente interrompido.

3.6.2 Benefícios

Como benefício considera-se que, a partir da análise dos dados foi possível considerar que o aparelho de handgrip instrumentado com a FBG é capaz de analisar o processo de fadiga proveniente da contração dos flexores do carpo, podendo demonstrar uma nova compreensão desse processo fisiológico.

Como benefício direto ao indivíduo considera-se que ele terá melhor compreensão da sua capacidade física de preensão manual, podendo futuramente comparar a dados de estudos epidemiológicos de grandes populações. Maiores níveis de força de preensão manual estão relacionados com menor prevalência de doenças (AMARAL et al., 2015).

3.7 Metodologia de análise de dados

Os sensores foram gravados em cabos de fibra ótica e conectados em um interrogador ótico. O interrogador fez a tradução do sinal emitido pelos sensores em uma curva de variação de comprimento de onda em função da carga aplicada e do tempo. Através das curvas de calibração do handgrip e do bracelete (variação do comprimento de onda do sensor em função das cargas aplicadas) obtidas através do modelo experimental, os dados obtidos de variação do comprimento de onda do sensor poderão ser convertidos em forças.

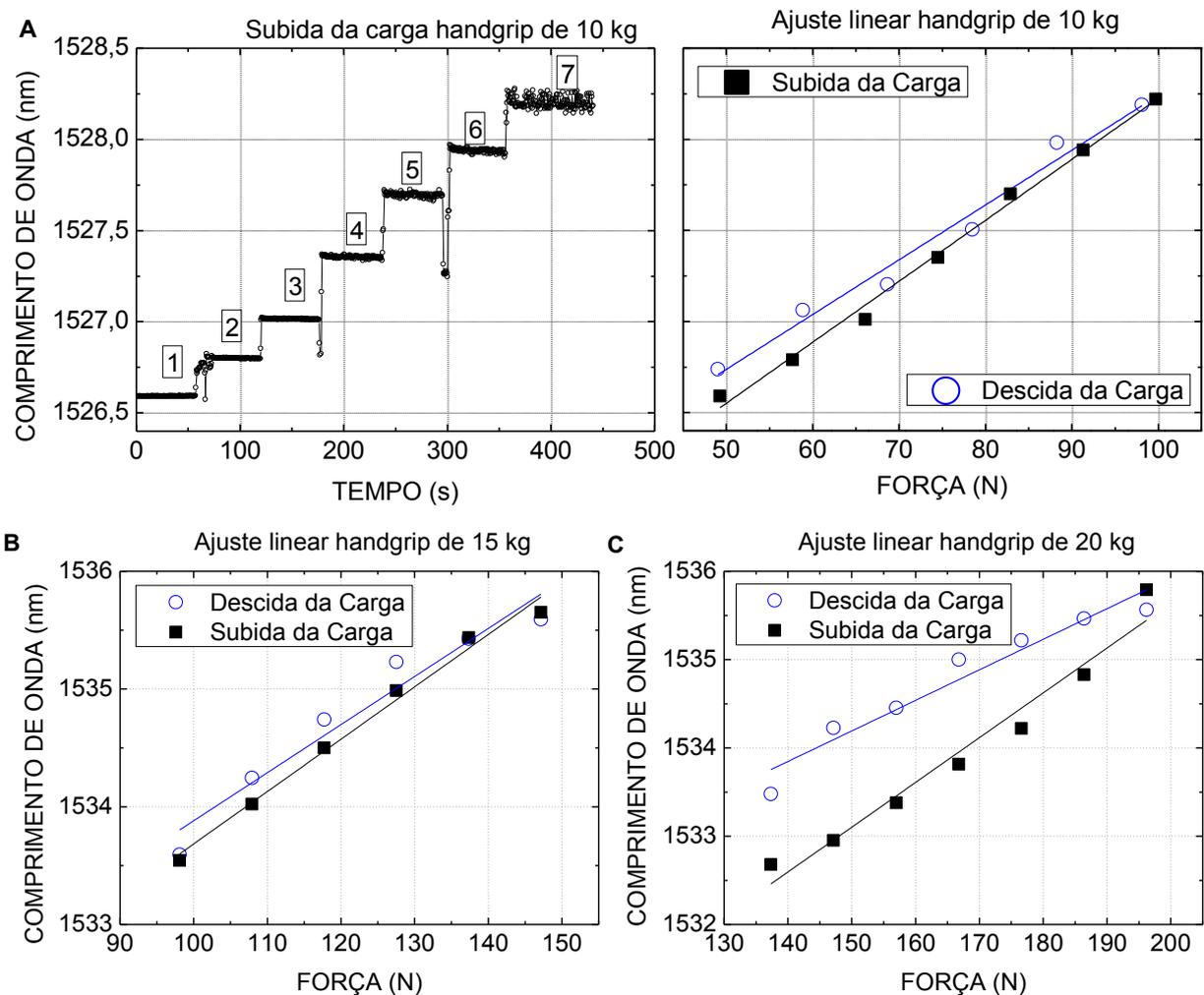
Foi testada a hipótese de que a força é diretamente proporcional à intensidade da fadiga através da obtenção de gráficos de força aplicada em relação ao tempo de manutenção. Para isso serão realizados ensaios com o *handgrip* instrumentado e obtidos valores da força em relação ao tempo em repetições sequenciais (5 repetições). Serão realizadas repetições sequenciais para aparelhos *handgrip* com diferentes cargas máximas (4 dispositivos diferentes).

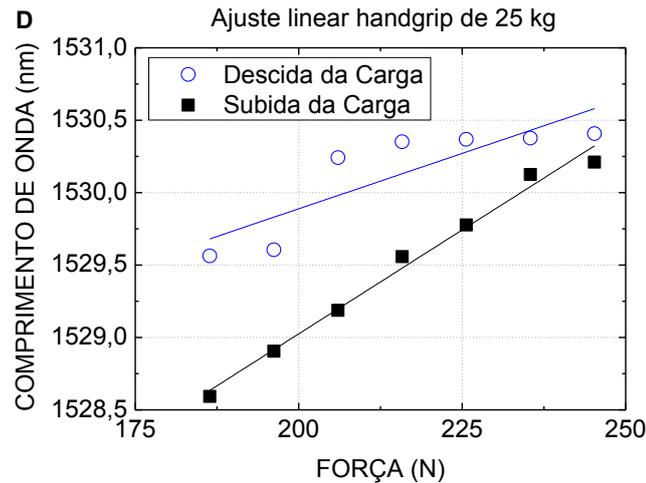
Para a interpretação desses resultados foi aplicado um teste estatístico de análise de variância ANOVA e as médias serão comparadas pelo teste de Tukey a nível de 5% de probabilidade (programa R).

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A coleta de dados do interrogador ótico (*Micron Optics SM 125*) é efetuada em comprimento de onda. Como o intuito desse trabalho é construir uma ferramenta baseada em sensores óticos para análise de força física, existe a necessidade de transformar a unidade de medida de nm para N. Com base nos dados obtidos pela alavanca mecânica do modelo experimental (Figura 5) foi traçado um ajuste linear para cada um dos *handgrips* conforme a figura 7 A, B, C e D.

Figura 7: Ajuste linear para o modelo experimental dos *handgrips*





Fonte: o autor

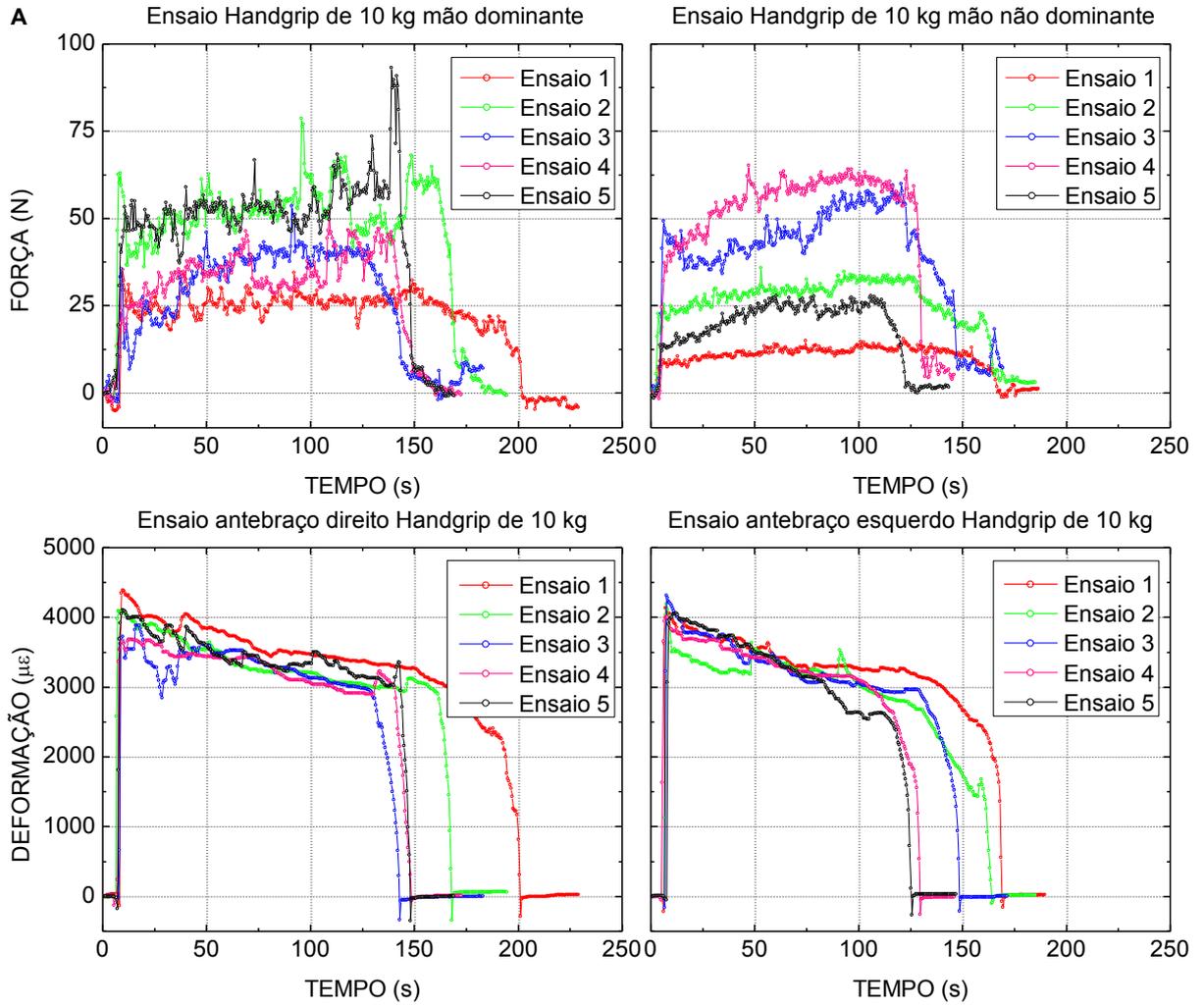
Como o modelo experimental é construído com base em massas controladas, é possível calcular cada patamar em unidades de força (N) multiplicando a massa de cada patamar pela aceleração da gravidade (9,81). O ajuste linear resulta em um coeficiente de sensibilidade dado em unidade de $(\frac{nm}{N})$. A partir disso é possível dividir os dados dos testes *in vivo* pelo coeficiente de sensibilidade, transformando-os de nm para N. Os coeficientes de sensibilidade estão apresentados na Tabela 2.

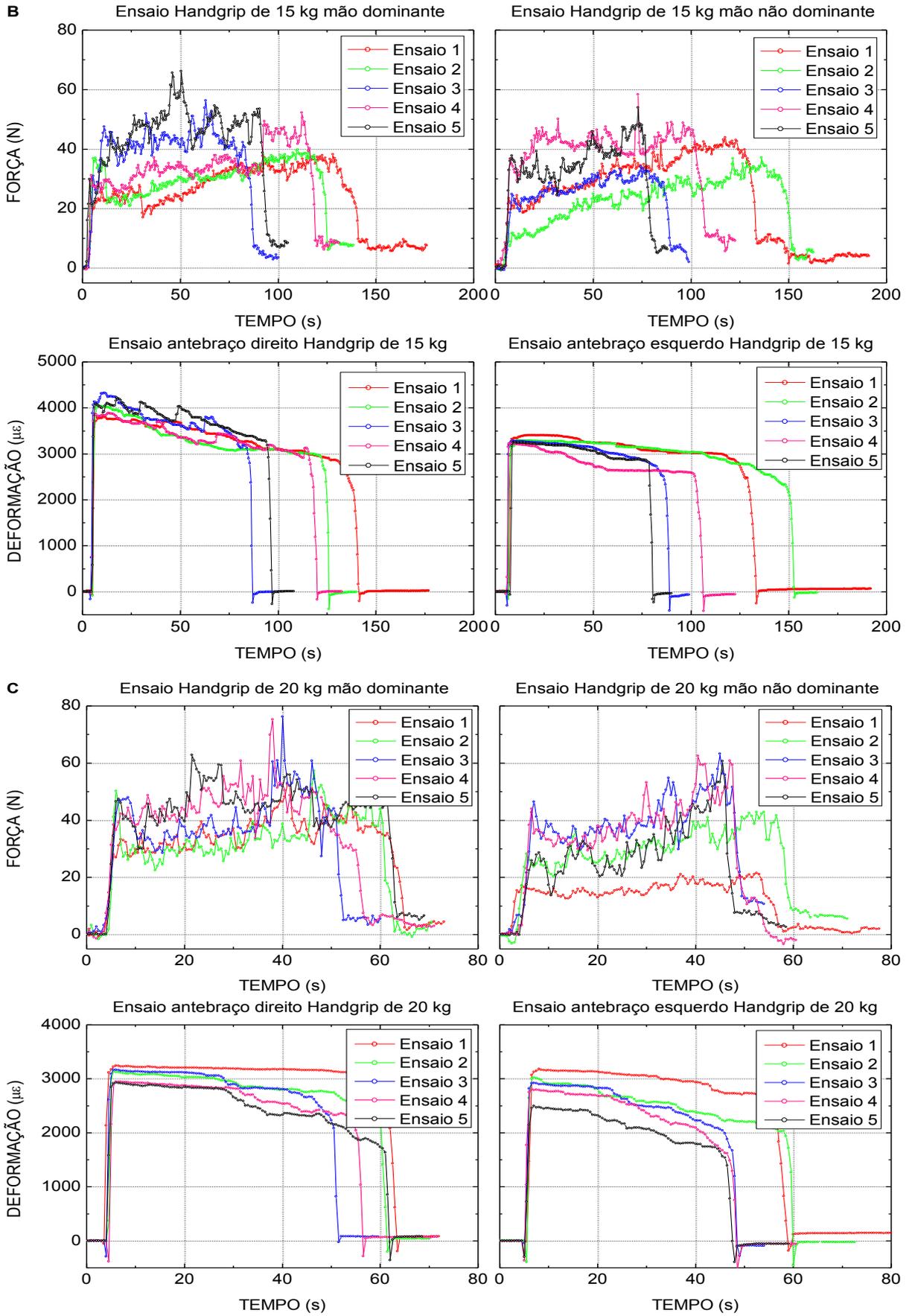
Tabela 2 – Coeficiente de sensibilidade para todos os handgrips.

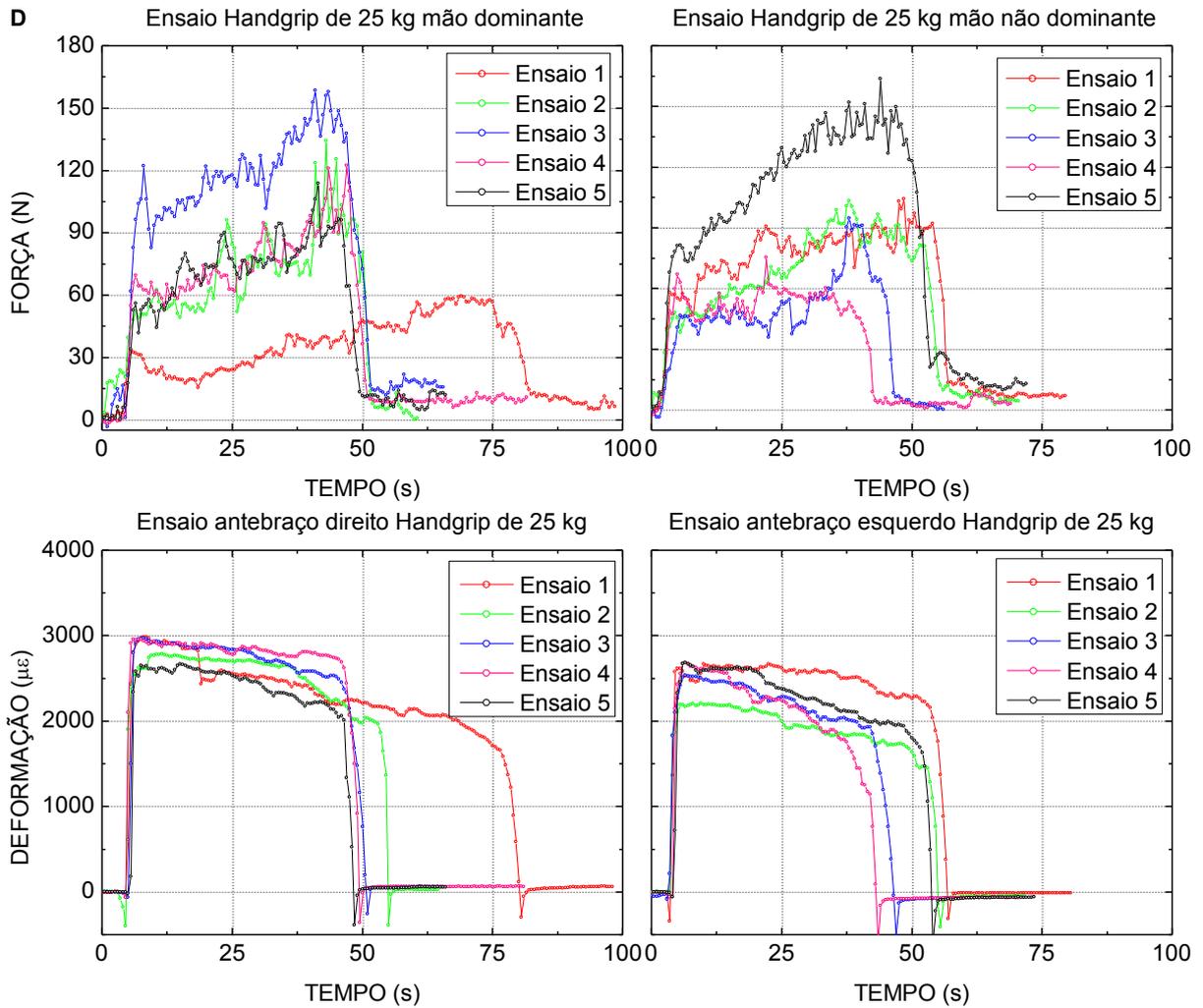
Handgrip	Sensibilidade (nm/N)
10 kg	0,02869±0,00099
15 kg	0,03488±0,00488
20 kg	0,05071±0,0044
25 kg	0,02870±0,0014

Fonte: o autor

Para uma fibra ótica de germano-silicato quando ocorre a aplicação de uma carga de tração de $1\mu\epsilon$ ocorre um deslocamento de 1,2pm no comprimento de onda de Bragg (λ_B). Assim, para obtermos os valores em $\mu\epsilon$ para a coleta de dados do sensor no bracelete do antebraço dividimos os valores obtidos em nm por $1,2 \times 10^{-3}$. Os espectros obtidos pelos testes *in-vivo* após a aplicação dos coeficientes de sensibilidade e da transformação para $\mu\epsilon$ estão apresentados na Figura 8 A, B, C e D.

Figura 8: Comparação entre os testes in-vivo em todos os handgrips





Fonte: o autor

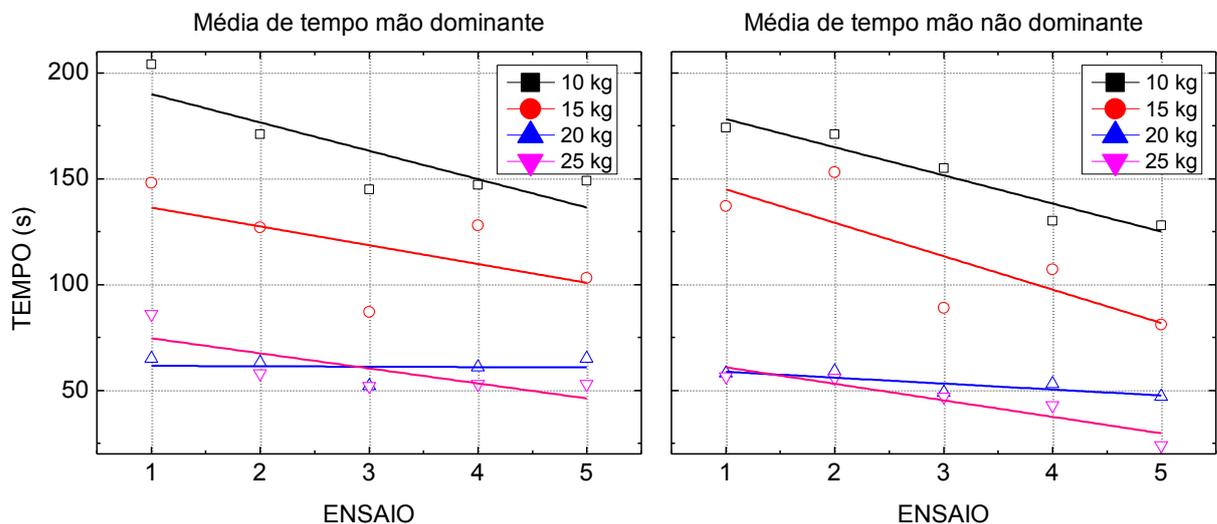
Após a realização dos ensaios foi possível fazer uma comparativo entre os tempos de todos os handgrips e entre mão dominante (direita) e mão dominante (esquerda) (Figura 9). A partir desse comparativo foi traçado um ajuste linear a fim de analisar a diferença de duração entre os ensaios. O coeficiente de *sensibilidade* (Tabela 3) desse ajuste linear, apresentados em unidades de *strain* ($\mu\epsilon/s$), demonstram como as cargas dos *handgrips* influenciam o tempo de duração de cada ensaio.

Tabela 3 – Coeficiente de sensibilidade para todos os ensaios em relação ao tempo (s).

	<i>Mão dominante</i>	<i>Mão não-dominante</i>
<i>Handgrip</i>	<i>Sensibilidade ($\mu\epsilon/s$)</i>	<i>Sensibilidade ($\mu\epsilon/s$)</i>
10 kg	-13,4	-13,3
15 kg	-8,9	-15,8
20 kg	-0,2	-2,8
25 kg	-7,1	-7,8

Fonte: o autor

Figura 9: Comparativo entre os tempos (s) dos ensaios e o ajuste linear



Fonte: o autor

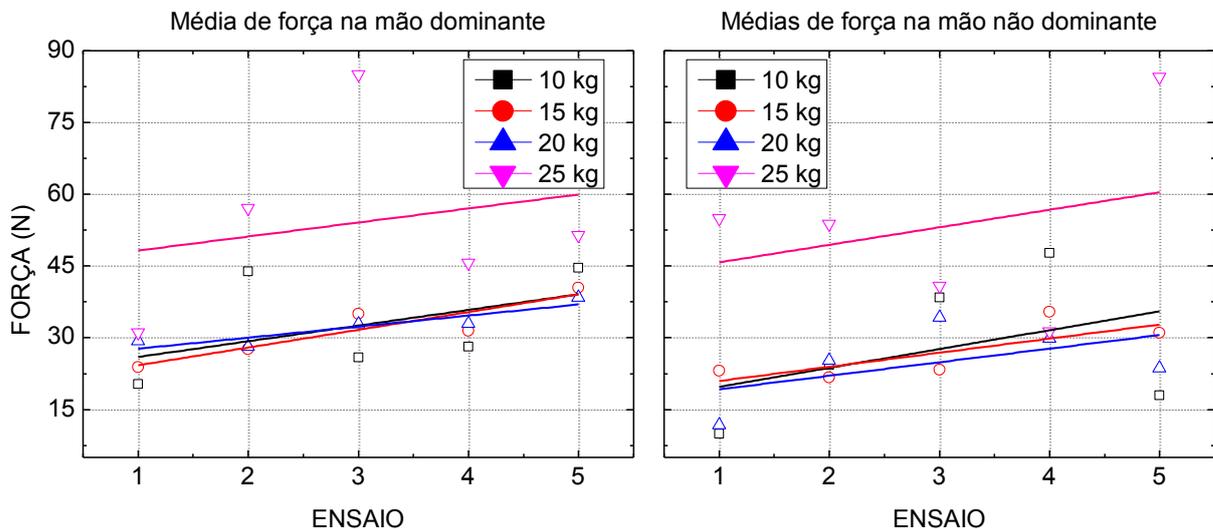
O mesmo tratamento dos dados encontrados foi dado à variável de força (N) exercida pelo sujeito de amostra. Para cada um dos ensaios foi calculado a média de força (N) e comparada entre todos os *handgrips* e entre mão dominante e mão não-dominante (Figura 10). Um ajuste linear foi traçado para a observação da mudança da força exercida entre os ensaios, e o coeficiente de *sensibilidade* está apresentado na Tabela 4.

Tabela 4 – Coeficiente de sensibilidade para todos os ensaios em relação a força (N).

	<i>Mão dominante</i>	<i>Mão não-dominante</i>
<i>Handgrip</i>	<i>Sensibilidade (N/s)</i>	<i>Sensibilidade (N/s)</i>
10 kg	3,3	3,9
15 kg	3,7	2,9
20 kg	2,3	2,8
25 kg	2,9	3,6

Fonte: o autor

Figura 10: Comparativo entre as forças (N) dos ensaios e o ajuste linear



Fonte: o autor

Ao observar os ajustes lineares para o tempo (s) e para força (N) fica claro que essas duas variáveis possuem uma correlação inversamente proporcional. Segundo Figueredo *et al.* (2014) volume é o tempo total de exercício executado e essa variável é tratada de forma contrária a intensidade do exercício. Neste trabalho podemos considerar volume como o tempo de contração isométrica de cada ensaio e número total de ensaios, e intensidade como a carga dos *handgrips* e as médias de força atingidas pela amostra. Os dados encontrados neste estudo corroboram a afirmação de Figueredo *et al.* (2014), haja vista, que quando o sujeito de amostra atinge suas

maiores médias de força nos testes ele atinge os menores tempos de contração isométrica.

Segundo McGrath et al. (2021), a força de preensão manual é tipicamente 10% maior na mão dominante em relação a mão não dominante. As tabelas 5 e 6 representam as médias de força atingidas pela mão dominante e não-dominante, respectivamente.

Tabela 5 – Médias de forças em N atingidas pela mão dominante

<i>Handgrip</i>				
Ensaio	10 kg	15 kg	20 kg	25 kg
1	20,31	23,85	29,33	31,09
2	43,90	27,60	28,11	57,17
3	25,85	34,93	32,79	85,06
4	28,09	31,45	32,99	45,67
5	44,60	40,48	38,45	51,51
Média	32,55	31,66	31,66	54,10

Fonte: o autor

Tabela 6 – Médias de forças em N atingidas pela mão não-dominante

<i>Handgrip</i>				
Ensaio	10 kg	15 kg	20 kg	25 kg
1	9,93	23,07	11,70	54,96
2	24,29	21,67	25,18	53,79
3	38,41	23,30	34,21	40,85
4	47,67	35,38	29,79	31,37
5	17,93	30,97	23,58	84,50
Média	27,65	26,87	24,89	53,09

Fonte: o autor

A comparação entre as médias de todos os testes estão de acordo com o estudo de McGrath et al. (2021), tendo em vista que somente no *handgrip* de 25 kg que a diferença entre as médias da mão dominante e não-dominante foi menor do que

10%. No entanto, ao comparar as médias utilizando o teste de Tukey para um p valor de 5%, não houve relevância estatística significativa.

O estudo de Alley et al. (2014) considera que homens com força de preensão manual <26 kgf (255 N) podem ser considerados fracos, e para serem caracterizados como força intermediária a força de preensão manual deve estar entre 26 e 32 kgf (255 e 313 N). Em nenhum dos ensaios o sujeito de amostra atingiu um desses valores. A máxima força atingida foi no ensaio 5 com o *handgrip* de 25 kg na não-dominante, onde o sujeito de amostra obteve um resultado 163,84 N. Durante todos os testes os *handgrips* foram pressionados até o seu máximo, e considerando somente o aparelho de 25 kg a amostra deveria ter alcançado em seu pico 25 kgf (245 N). Podemos considerar que o posicionamento da rede de Bragg sobre a mola do *handgrip* pode ter influenciado a coleta de dados, já que a rede não percorre toda a extensão da mola. Uma outra interpretação sobre esse achado seria que as bases de dados sobre força de preensão manual não refletem com tanta exatidão números de grandes populações. Isso pode acontecer por erros de coletas de dados, diferenças muito extremas entre as amostras de ensaios ou menor sensibilidade dos dinamômetros convencionais quando comparados com as FBGs.

A interação do sensor do bracelete teve correlação direta com o do *handgrip* em relação ao tempo dos ensaios. A coleta de dados começou e acabou simultaneamente para ambos os sensores em todos os ensaios. Os maiores picos de deformação ($\mu\epsilon$) foram no *handgrip* de menor carga (10kg), atingindo sua máxima entre todos os ensaios no primeiro ensaio da mão dominante, com um resultado de 4383,58 $\mu\epsilon$. Era de se esperar que os *handgrips* de maior carga obtivessem maiores picos de $\mu\epsilon$ no sensor do bracelete, porém conforme foi se elevando a carga dos *handgrips* menor foi a deformação ($\mu\epsilon$) no bracelete. Esse achado foi contrário a literatura sobre recrutamento muscular, tendo em vista que a maior utilização de fibras musculares não foi durante os exercícios de maior intensidade.

O sensor do bracelete demonstra uma diferença de volume muscular entre mão dominante e não dominante. Para todos os testes os picos de deformação ($\mu\epsilon$) foram maiores para na mão dominante do que na não-dominante, como demonstra a Tabela 7. Considerando que os maiores resultados de força (N) também foram na mão dominante esse achado vai conforme a colocação de Alkurdi et al. (2010), que afirma que quantidade UMs recrutadas tem uma correlação diretamente proporcional com a intensidade de força gerada em uma contração.

Tabela 7 – Picos de deformação ($\mu\epsilon$) para todos os handgrips

<i>Handgrip</i>	<i>Deformação ($\mu\epsilon$)</i>	
	<i>Mão dominante</i>	<i>Mão não-dominante</i>
10 kg	4383,58	4316,25
15 kg	4316,16	3402,25
20 kg	3248,57	3182,75
25 kg	2986,91	2674,58

Fonte: o autor

Oda et al. (2001) constaram que há um declínio progressivo no recrutamento das UMs durante contrações isométricas máximas, sustentadas por mais de 40 segundos, dos flexores do carpo. Os gráficos emitidos pelos sensores no bracelete expressam com clareza a afirmação dos autores. Porém, esse declínio começa a partir do início do ensaio, e não após a marca de 40 segundos.

A rede de Bragg utilizada como biosensor para a avaliação da força de preensão manual respondeu conforme o esperado e de acordo com a literatura. Seu tamanho reduzido, a facilidade de implementação, sua capacidade de fazer medições sem serem de forma invasiva e sua alta precisão (RORIZ et al., 2014; HYPOLITO et al., 2010), permitiram que o sensor fosse implementado em um aparelho comum de treinamento de força de preensão manual e em um bracelete, fazendo aferições dessa importante variável da saúde.

O sensor permitiu a avaliação dos dados de força de preensão manual em testes de longa duração, ao contrário do que geralmente é feito em estudos epidemiológicos, onde geralmente somente se utilizam os números máximos registrados pelos aparelhos de medição. Foi possível comparar tempos dos ensaios e como duas variáveis do exercício físico, volume e intensidade, interagem uma sobre a outra. Por essa razão, a utilização de novas ferramentas para o estudo de variáveis da saúde já consolidadas na literatura, pode abrir novos horizontes para a interpretação delas.

5 CONCLUSÃO

A força de preensão manual é variável amplamente utilizada em estudos epidemiológicos pois ela se relaciona de forma inversamente proporcional com diversos caracteres de saúde física e emocional (KISHIMOTO et al., 2014; SMITH L. et al. (2018)). Além disso, a aferição da força de preensão manual é feita de forma rápida e não invasiva, permitindo estudos com grandes populações e uma fácil utilização no cenário clínico. Todavia, os dinamômetros convencionais avaliam o sujeito de amostra somente nos picos da força de preensão manual sem serem capazes de mensurar a capacidade de sustentação da força de contração isométrica máxima dos flexores do carpo, e como a musculatura se comporta durante esse estímulo.

A implementação de sensores óticos na biomecânica permitiu novas observações e interpretações de variáveis importantes da saúde. A instrumentação de um equipamento de preensão manual comercial (*handgrip*) comum em conjunto com um bracelete de material polivinílico promoveu uma nova observação sobre a força de preensão manual. O instrumento planejado respondeu conforme o esperado e os dados encontrados vão de acordo com a maior parte literatura sobre a fisiologia do exercício.

O maior pico de força foi atingindo no ensaio 5 do *handgrip* de 25 kg na mão não-dominante tendo um resultado de 163,84 N. Na mão dominante esse pico foi de 158,65 N no ensaio 3 do *handgrip* de 25 kg. Tanto a deformação como o tempo máximo foram atingidos no primeiro ensaio para o ensaio 1 do *handgrip* de 10 kg na mão dominante, 200,5 s e 4362,58 $\mu\epsilon$, respectivamente. Houve uma diferença entre as médias de força de 10% ou mais entre mão dominante e não dominante, conforme aponta a literatura. A maior média de força foi para o *handgrip* de 25 kg na mão dominante, 54,10 N.

Uma das diferenças em relação à literatura encontrada nesse estudo foi que em nenhum dos *handgrips* o sujeito de amostra foi capaz de atingir números que refletem os patamares convencionais estabelecidos por Alley et al. (2014) utilizando dinamômetros convencionais. Porém, essas bases de dados podem não refletir números exatos sobre força de preensão manual, devido a fatores como diferenças amostrais muito grandes e menor sensibilidade dos dinamômetros convencionais em relação as FBGs utilizadas.

Foi possível observar uma clara interação entre as volume e intensidade do exercício. Os dados encontrados aqui demonstram uma correlação inversamente proporcional entre essas duas variáveis, observando que conforme foi sendo elevada as cargas dos aparelhos de *handgrip* o tempo dos ensaios foi sendo reduzido. Observando os ajustes lineares pode ser observado uma elevação da força com o avanço dos ensaios em conjunto com uma redução dos seus tempos.

Esse estudo se trata de em estudo de caso com fins de construir uma ferramenta inovadora para a avaliação da força de preensão manual. A rede de Bragg tem respostas interessantes na avaliação de variáveis biológicas e biomecânicas, portanto, a instrumentação de equipamentos convencionais com os sensores baseados em fibras óticas pode ajudar a construir novas bases de dados para maiores avaliações estatísticas.

TRABALHOS FUTUROS

Para futuras pesquisas é de interesse utilizar o equipamento em uma amostra com mais sujeitos, ou ainda o utilizar em populações especiais. Além disso, a instrumentação de outros aparelhos convencionais com sensores baseados em fibras óticas pode ajudar a construir novas bases de dados para maiores avaliações estatísticas.

REFERÊNCIAS

- Kishimoto, Hiro, et al. "Midlife and late-life handgrip strength and risk of cause-specific death in a general Japanese population: the Hisayama Study." *J Epidemiol Community Health* 68.7 (2014): 663-668.
- Smith, Lee, et al. "Depressive symptoms, handgrip strength, and weight status in US older adults." *Journal of affective disorders* 238 (2018): 305-310.
- McGrath, Ryan, et al. "Handgrip strength asymmetry and weakness together are associated with functional disability in aging Americans." *The Journals of Gerontology: Series A* 76.2 (2021): 291-296.
- Hill, K. O., et al. "Photosensitivity in optical fiber waveguides: Application to reflection filter fabrication." *Applied physics letters* 32.10 (1978): 647-649.
- Othonos, A., *Fiber Bragg Gratings, Review of Scientific Instruments.*, Vol. 68, N.12, pp.4309-4341, 1997.
- Kashyap R. *Fiber Bragg Grating*. San Diego, Academic Press, 1999.
- Kersey, A.D., Davis, M.A., Patrick, H.J., Leblanc, M., Koo, K.P., Askins, C.G., Putnam, M.A., Friebele, E.J., *Fiber Grating Sensors, Journal of Lightwave Technology*, Vol. 15, pp.1442-1463, 1997.
- Roriz, Paulo, et al. "From conventional sensors to fibre optic sensors for strain and force measurements in biomechanics applications: A review." *Journal of biomechanics* 47.6 (2014): 1251-1261.
- H. J Kalinowski, I. Abe, J. A. Simões, and A. Ramos, "Application of fibre Bragg grating sensors in biomechanics", *Trends in Photonics*, pp. 315-343, 2010.
- Wehrle, G., Nohama, P., Kalinowski, H.J., Torres P.I. And Guedes L.C.V., *A Fibre Optic Bragg Grating Sensor for Monitoring Ventilatory Movements, Measurement Science And Technology* Vol. 12 N. 7, pp.805-809, 2001.
- Mohanty, L., Tjin, S.C., Lie, D.T., Panganiban S. E., Chow P. K., *Fiber Grating Sensor for Pressure Mapping During Total Knee Arthroplasty, Sensors and Actuators A: Physical*, Vol. 135(2), pp.323-328, 2007.
- Al-Fakih, Ebrahim A., et al. "The capability of fiber Bragg grating sensors to measure amputees' trans-tibial stump/socket interface pressures." *Sensors* 13.8 (2013): 10348-10357.
- Song, In C., et al. "Absolute strain measurements made with fiber Bragg grating sensors." *Applied Optics* 43.6 (2004): 1337-1341.
- Peters, Kara. "Fiber Bragg grating sensors." *Encyclopedia of Structural Health Monitoring* (2009).

Mendez, A. Third European Workshop on Optical Fibre Sensors. Vol. 6619. International Society for Optics and Photonics, 2007.

Heo, Jin-Seok, Jong-Ha Chung, and Jung-Ju Lee. "Tactile sensor arrays using fiber Bragg grating sensors." *Sensors and Actuators A: Physical* 126.2 (2006): 312-327.

Paul, Jinu, Liping Zhao, and Bryan KA Ngoi. "Fiber-optic sensor for handgrip-strength monitoring: conception and design." *Applied optics* 44.18 (2005): 3696-3704.

Hisham, Hisham K. *Fiber Bragg Grating Sensors: Development and Applications: Development and Applications*. CRC Press, 2019.

Presti, Daniela Lo, et al. "Fiber Bragg Gratings for medical applications and future challenges: A review." *IEEE Access* 8 (2020): 156863-156888.

Mendez, Alexis. "Biomedical fiber optic sensor applications." *Optical Fiber Communication Conference*. Optical Society of America, 2015.

František, Uherek, and Chovan Jozef. "Current trends in photonic sensors." 2014 24th International Conference Radioelektronika. IEEE, 2014.

Mishra, Vandana, et al. "Fiber grating sensors in medicine: Current and emerging applications." *Sensors and Actuators A: Physical* 167.2 (2011): 279-290.

Hao, J. Z., et al. "Design of a foot-pressure monitoring transducer for diabetic patients based on FBG sensors." *The 16th Annual Meeting of the IEEE Lasers and Electro-Optics Society*, 2003. LEOS 2003. Vol. 1. IEEE, 2003.

van Milligen, Bianca A., et al. "Objective physical functioning in patients with depressive and/or anxiety disorders." *Journal of affective disorders* 131.1-3 (2011): 193-199.

Cernovas, A., et al. "The relationships between handgrip strength and bone mineral density in older women Andrejus Cernovas." *European Journal of Public Health* 27. suppl_3 (2017).

Rantanen, Taina, et al. "Midlife hand grip strength as a predictor of old age disability." *Jama* 281.6 (1999): 558-560.

Gale, Catharine R., et al. "Grip strength, body composition, and mortality." *International journal of epidemiology* 36.1 (2007): 228-235.

Wang, Hailiang, Da Tao, and Mian Yan. "Qualitative synthesis of isometric handgrip strength for Chinese adults." *2018 IEEE 15th International Conference on Networking, Sensing and Control (ICNSC)*. IEEE, 2018.

Cruz-Jentoft, Alfonso J., et al. "Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People A. J. Cruz-Gentoft et al." *Age and ageing* 39.4 (2010): 412-423.

Alley, Dawn E., et al. "Grip strength cutpoints for the identification of clinically relevant weakness." *Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences* 69.5 (2014): 559-566.

Chethana, K., Rajini V. Honnungar, and MA Ibrar Jahan. "Comparison Studies on Hand Grip Measurement Techniques using FBG Sensor and sEMG." *2020 IEEE International Conference on Electronics, Computing and Communication Technologies (CONECCT)*. IEEE, 2020.

Trampisch, Ulrike Sonja, et al. "Optimal Jamar dynamometer handle position to assess maximal isometric hand grip strength in epidemiological studies." *The Journal of hand surgery* 37.11 (2012): 2368-2373.

Lieber, Richard L., et al. "Architecture of selected muscles of the arm and forearm: anatomy and implications for tendon transfer." *The Journal of hand surgery* 17.5 (1992): 787-798.

Netter, Frank H. *Netter atlas de anatomia humana*. Elsevier Brasil, 2018.

WAN, Jing-jing et al. Muscle fatigue: general understanding and treatment. *Experimental & molecular medicine*, v. 49, n. 10, p. e384-e384, 2017.

Blackwell, John R., Kurt W. Kornatz, and Edward M. Heath. "Effect of grip span on maximal grip force and fatigue of flexor digitorum superficialis." *Applied ergonomics* 30.5 (1999): 401-405.

Soo, Yewguan, et al. "Quantitative estimation of muscle fatigue using surface electromyography during static muscle contraction." *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 2009.

Alkurdi, Ziad D., and Yazan M. Dweiri. "A biomechanical assessment of isometric handgrip force and fatigue at different anatomical positions." *Journal of applied biomechanics* 26.2 (2010): 123-133.

Oda, Shingo, and Noriyuki Kida. "Neuromuscular fatigue during maximal concurrent hand grip and elbow flexion or extension." *Journal of Electromyography and Kinesiology* 11.4 (2001): 281-289.

White, Ciara, et al. "Handgrip and quadriceps muscle endurance testing in young adults." *Springerplus* 2.1 (2013): 1-8.

Liu, Jing Z., et al. "Fatigue induced by intermittent maximal voluntary contractions is associated with significant losses in muscle output but limited reductions in functional MRI-measured brain activation level." *Brain research* 1040.1-2 (2005): 44-54.

Mantooth, Whitney P., et al. "Task and sex differences in muscle oxygenation during handgrip fatigue development." *Ergonomics* 61.12 (2018): 1646-1656.

Liu, Bin, et al. "Subject-specific hand grip fatigability indicator determined using parameter identification technique." *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries* 29.1 (2019): 86-94.

Tjin, S C, Tan, Y K, Yow, M, Lam, Yz, Hao, J. Recording Compliance of Dental Splint Used in Obstructive Sleep Apnoea Patients by Force and Temperature Modeling. *Med. Biol. Eng.*, Vol. 39, pp.182-184, 2001.

Borg, G. A. Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Madison, v. 14, no. 5, p. 377-381, 1982.

Amaral, Cledir de Araújo, et al. "Associação da força de preensão manual com morbidades referidas em adultos de Rio Branco, Acre, Brasil: estudo de base populacional." *Cadernos de Saúde Pública* 31 (2015): 1313-1325.

APENDICE

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

Título da pesquisa: Desenvolvimento de um equipamento de preensão manual instrumentado com um sensor a fibra ótica e caracterização do dispositivo através de avaliação da fadiga muscular.

Pesquisador(es/as) ou outro (a) profissional responsável pela pesquisa, com Endereços e Telefones: Fábio Santana Pereira – UTFPR - Av. Visconde de Guarapuava 3067, apto 304, (41 99838-3038); Ilda Abe – UTFPR - Rua Gabriel Corisco Domingues, 1666, (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 D-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 com interesse de determinar se um aparelho de handgrip comercial instrumentado com uma rede de Bragg (FBG) inserida em uma fibra ótica é capaz de mensurar a fadiga muscular em um teste de força de preensão manual. A força de preensão manual é uma variável amplamente utilizada em estudos epidemiológicos pois ela se correlaciona com diversos caracteres de saúde física e mental. Além disso, a fadiga muscular é um processo fisiológico importante e a utilização de diferentes instrumentos para mensurá-lo pode trazer novos entendimentos sobre ele.

2. Objetivos da pesquisa.

Desenvolvimento de um aparelho de *handgrip* instrumentado com um sensor a fibra ótica baseado em redes de Bragg (FBG) e utilização do dispositivo para avaliar o comportamento da fadiga muscular dos músculos flexores do carpo durante ensaios de contração isométrica de força de preensão manual (FORÇA DE PREENSÃO MANUAL).

3. Participação na pesquisa.

Para a coleta de dados você será instruído a pressionar com os dedos um aparelho de *handgrip* que possui dois cabos arredondados cobertos com uma espuma EVA com sua força máxima e sustentar essa preensão pelo maior tempo possível. Quatro aparelhos serão utilizados com diferentes cargas máximas, de 10, 15, 20 e 25 kg. Você realizará até 5 contrações para cada braço em cada um dos aparelhos. Os ensaios serão efetuados em quatro dias distintos, sendo que o primeiro dia será para o *handgrip* de 10 kg, o segundo dia para o de 15 kg, o terceiro dia para o de 20 kg e o quarto dia para o de 25 kg. Durante todos os testes uma banda construída de fita isolante, a qual conterá um sensor FBG, será colocada sobre toda a circunferência do seu antebraço próxima ao seu cotovelo. Nenhum dos instrumentos dos testes causará nenhum tipo de dor ou desconforto. Cada dia de coleta de dados terá duração de aproximadamente 30 minutos. A FBG será capaz de demonstrar, a partir da deformação do espectro de onda de Bragg, a característica da sua força de preensão

manual e o processo de instalação da fadiga muscular nos seus músculos flexores dos dedos. A banda de fita isométrica será capaz de avaliar a variação do volume muscular durante a contração dos músculos flexores do carpo. Durante a coleta de dados serão tiradas fotografias com finalidade de registro do ensaio para análises posteriores e divulgação no meio acadêmico. Em nenhuma das imagens será possível identificá-lo (a).

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: Como a coleta de dados consiste em uma contração de força isométrica máxima, é considerado um risco ao participante sentir algum tipo de desconforto físico semelhante a prática de atividades físicas, como dor leve e/ou cansaço. Esses sintomas podem surgir especialmente na região das mãos, antebraço, braço e ombros. Com o intuito de diminuir a possibilidade de que isto ocorra, o avaliador encerrará o processo de coleta de dados sob o feedback de fadiga dado pelo próprio sujeito de pesquisa.

Também será aplicado uma Escala de Percepção de Esforço (PSE) BORG, 1982) de 0-10, e caso o sujeito relate valores de desconforto acima de 7, o teste será imediatamente interrompido.

5b) Benefícios: Como benefício considera-se que, a partir da análise dos dados será possível considerar que o aparelho de handgrip instrumentado com a FBG é capaz de analisar o processo de fadiga proveniente da contração dos flexores do carpo, podendo demonstrar uma nova compreensão desse processo fisiológico.

Como benefício direto ao indivíduo considera-se que ele terá melhor compreensão da sua capacidade física de preensão manual, podendo futuramente comparar a dados de estudos epidemiológicos de grandes populações. Maiores níveis de força de preensão manual estão relacionados com menor prevalência de doenças (AMARAL et al., 2015). Assim, você poderá associar o seu nível de força ao seu status de saúde.

6. Critérios de inclusão e exclusão.

6a) Inclusão: Se apresentar em plena condição de saúde para realização dos ensaios; ter mais de 18 anos; não apresentar qualquer deficiência em membros superiores que comprometa a realização dos experimentos; apresentar capacidade física para a realização de atividades de intensidade leve.

6b) Exclusão: Indivíduo que no dia do teste tenha realizado algum tipo de atividade física; ter ingerido álcool nas 24 horas prévias à realização dos testes.

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 nessa pesquisa, tais como transporte e alimentação, haverá ressarcimento dos valores por meio de depósito em conta bancária por meio de pix.

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: ___/___/_____

(ou seu representante)

Para todas as questões relativas ao estudo ou para se retirar do mesmo, poderão se comunicar com Fábio Santana Pereira via e-mail: fabiosenper@gmail.com ou telefone: (41) 99838-3038.

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