

**UNIVERSIDADE DE CAXIAS DO SUL**  
**ÁREA DO CONHECIMENTO DE CIÊNCIAS EXATAS E ENGENHARIAS**

**GABRIEL FRIGO BUSATTO**

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA AQUISIÇÃO DE BIOSINAIS  
UTILIZANDO UM CICLOERGÔMETRO PARA MEMBROS SUPERIORES**

**BENTO GONÇALVES**

**2023**

**GABRIEL FRIGO BUSATTO**

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA AQUISIÇÃO DE BÍOSSINAIS  
UTILIZANDO UM CICLOERGÔMETRO PARA MEMBROS SUPERIORES**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito parcial para aprovação na disciplina de TCC II, ao curso de graduação em Engenharia Elétrica no Campus Universitário de Bento Gonçalves da Universidade de Caxias do Sul.

Orientadora:  
Profa. Dra. Marilda Machado Spindola

**BENTO GONÇALVES**

**2023**

**GABRIEL FRIGO BUSATTO**

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA AQUISIÇÃO DE BISSINAIS  
UTILIZANDO UM CICLOERGÔMETRO PARA MEMBROS SUPERIORES**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito parcial para aprovação na disciplina de TCC II, ao curso de graduação em Engenharia Elétrica no Campus Universitário de Bento Gonçalves da Universidade de Caxias do Sul.

Orientadora:  
Profa. Dra. Marilda Machado Spindola

**Aprovado em** \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

**Banca examinadora**

---

Profa. Dra. Marilda Machado Spindola  
Orientador / Universidade de Caxias do Sul

---

Prof. Me. Rodrigo Tregnago  
Professor / Universidade de Caxias do Sul

---

Prof. Me. Ângelo Zerbeto  
Professor / Universidade de Caxias do Sul

*“As convicções são inimigas mais perigosas da verdade do que as mentiras.”*

(Friedrich Nietzsche)

## RESUMO

A partir da união da execução de atividades físicas controladas e a coleta de dados biológicos é possível obter informações que podem ser utilizadas para diagnóstico de doenças e prescrição de tratamentos. A atividade física para pessoas que apresentam dificuldades ou estão impossibilitadas de se locomover fica muito restrita, por isso o cicloergômetro para membros superiores vêm se mostrando importante para esse grupo, principalmente para fins fisioterápicos. Na fisioterapia a técnica de eletromiografia é uma ferramenta muito útil para diagnosticar disfunções musculoesqueléticas e determinar a fadiga e ativação muscular. À vista disso, este trabalho tem o intuito de desenvolver um protótipo experimental com finalidade de integrar um cicloergômetro para membros superiores com sensores capazes de coletar informações biológicas, como sinal miográfico e frequência cardíaca, como também as rotações por minuto e tempo de execução. Para isso, plataformas de aquisição de sinais miográficos e de frequência cardíaca foram utilizados. Uma plataforma microcontrolada foi responsável pela coleta, tratamento e armazenamento dos sinais oriundos dos sensores. Os ensaios realizados demonstraram a possibilidade da utilização desse sistema para determinação de ativação e fadiga muscular. Por meio desses dados, profissionais da saúde poderão avaliar e estimar diagnósticos relacionados a sua área de estudo.

**Palavras-chave:** Eletromiografia de superfície, cicloergômetro, sensores para biosinais, ergometria.

## ABSTRACT

By combining the execution of controlled physical activities and the collection of biological data, it is possible to obtain information that can be used to diagnose diseases and prescribe treatments. Physical activity for people who have difficulties or are unable to move is very restricted, which is why the cycle ergometer for upper limbs has proven to be important for this group, mainly for physiotherapeutic purposes. In physiotherapy, the electromyography technique is a very useful tool for diagnosing musculoskeletal disorders and determining fatigue and muscle activation. In view of this, this work aims to develop an experimental prototype with the purpose of integrating a cycle ergometer for upper limbs with sensors capable of collecting biological information, such as myographic signal and heart rate, as well as rotations per minute and execution time. For this, platforms for acquiring myographic and heart rate signals were used. A microcontrolled platform was responsible for collecting, processing and storing signals from the sensors. The tests carried out demonstrated the possibility of using this system to determine muscle activation and fatigue. Using this data, health professionals will be able to evaluate and estimate diagnoses related to their area of study.

**Keywords:** Surface electromyography, cycle ergometer, sensors for biosignals, ergometry.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Ergômetro de braço adaptado Monark.....	20
Figura 2 – Modelo da adaptação do cicloergômetro. ....	21
Figura 3 – Cicloergômetro da LiveUp Sports.....	21
Figura 4 – Cicloergômetro UB300.....	22
Figura 5 – Ergômetro adaptado para cadeirantes. ....	23
Figura 6 – Sinal filtrado por um filtro passa-baixa. ....	27
Figura 7 – Sinal filtrado por um filtro Butterworth conforme sua ordem.....	28
Figura 8 – Ilustração de uma amostragem ideal. ....	29
Figura 9 – Sinal EMG de um músculo submetido à fadiga.....	32
Figura 10 – Shorts com eletrodos eletromiográficos embutidos.....	34
Figura 11 – Diagrama metodológico do protótipo.....	35
Figura 12 – Cicloergômetro Odin Fit .....	36
Figura 13 – Montagem do Sensor de Efeito Hall para contagem de RPM .....	37
Figura 14 – Sensor de Frequência Cardíaca.....	38
Figura 15 – Posição do eletrodo conforme SENIAM.....	39
Figura 16 – Myoware Muscle Sensor. ....	41
Figura 17 – Esquemático de Tratamento de Sinal .....	41
Figura 18 – Entrada e Saída do Sinal EMG. ....	42
Figura 19 – Display OLED.....	43
Figura 20 – Esquemático da apresentação das informações.....	44
Figura 21 – Posição para CMV. ....	44
Figura 22 – Contração Submáxima.....	44
Figura 23 – Esquemático da Determinação da Ativação e Fadiga Muscular. ....	46
Figura 24 – Protótipo desenvolvido.....	47
Figura 25 – Teste com Contagem de Voltas.....	48
Figura 26 – Teste com Cálculo de RPM.....	48
Figura 27 – Teste com Estimação de BTM. ....	49
Figura 28 – Posicionamento dos eletrodos durante testes.....	50
Figura 29 – Sinal de base coletado .....	51
Figura 30 – FFT do sinal de base.....	51
Figura 31 – Sinal EMG de Teste.....	52
Figura 32 – FFT do Sinal de Teste.....	52

Figura 33 – Sinal da Figura 32 ampliado.....	53
Figura 34 – FFT do Sinal Filtrado.....	53
Figura 35 – Sinal da Figura 34 ampliado.....	54
Figura 36 – Comparação entre os Sinais .....	54
Figura 37 – Resposta em Ganho do Filtro. ....	55
Figura 38 – CMV coletada.....	56
Figura 39 – Ativação Muscular – Carga Nula (Teste 1).....	57
Figura 40 – Ativação Muscular – Carga Intermediária (Teste 1) .....	57
Figura 41 – Ativação Muscular – Carga Máxima (Teste 1). ....	58
Figura 42 – Seleção das janelas de Contração Submáxima.....	59
Figura 43 – Curva da FM – Carga Nula .....	60
Figura 44 – Curva da FM – Carga Intermediária.....	60
Figura 45 – Curva da FM – Carga Máxima. ....	60
Figura 46 – Ativação Muscular – Carga Nula (Teste 2).....	70
Figura 47 – Ativação Muscular – Carga Intermediária (Teste 2).....	70
Figura 48 – Ativação Muscular – Carga Máxima (Teste 2). ....	71
Figura 49 – Ativação Muscular – Carga Nula (Teste 3).....	71
Figura 50 – Ativação Muscular – Carga Intermediária (Teste 3).....	72
Figura 51 – Ativação Muscular – Carga Máxima (Teste 3). ....	72
Figura 52 – Esquema Elétrico do Sistema. ....	73

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Protocolo de Posicionamento dos Eletrodos .....	39
Tabela 2 – Resultados dos Testes de Ativação Muscular .....	58
Tabela 3 – Resultados dos Testes de Fadiga Muscular.....	61

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADC	Analogic to Digital Converter;
BB	Bíceps Braquial;
CMV	Contração Máxima Voluntária;
EMG	Eletromiografia;
FM	Frequência Mediana;
IMC	Índice de Massa Corporal;
PM	Peitoral Maior;
RMS	Root Mean Square;
RNPF	Referencial Nacional de Procedimentos Fisioterapêuticos;
RPM	Rotações por Minuto;
SENIAM	Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles;
SF	Sinal Filtrado
SNC	Sistema Nervoso Central;
SO	Sinal Original
SOBS	Sinal Original com Sinal de Base Subtraído
TB	Tríceps Braquial;
TE	Teste Ergométrico;
TF	Transformada de Fourier;
TFD	Transformada de Fourier Discreta;
TFF	Transformada Rápida de Fourier;
UM	Unidade Motora;
UTI	Unidade de Tratamento Intensivo.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>12</b>
1.1 OBJETIVO GERAL .....	13
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	13
1.3 ESCOPO E RESTRIÇÕES .....	13
1.4 APRESENTAÇÃO DO TRABALHO .....	14
<b>2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....	<b>15</b>
<b>2.1 ERGOMETRIA</b> .....	<b>15</b>
2.1.1 Aplicações do Cicloergômetro para Membros Superiores.....	16
2.1.2 Biomecânica na Cicloergometria para Membros Superiores.....	19
2.1.4 Modelos de Cicloergômetros para Membros Superiores.....	20
<b>2.2 ELETROMIOGRAFIA</b> .....	<b>23</b>
2.2.1 Aquisição do Sinal EMG.....	24
2.2.2 Condicionamento do Sinal EMG .....	26
2.2.3 Filtros.....	26
2.2.4 Teorema da Amostragem e Transformada de Fourier .....	29
2.2.5 Determinação da Ativação Muscular .....	31
2.2.6 Determinação da Fadiga Muscular.....	32
2.2.7 O uso da EMG na Prática Clínica.....	33
<b>3 METODOLOGIA PROPOSTA</b> .....	<b>35</b>
3.1 ADEQUAÇÃO DO CICLOERGÔMETRO.....	36
3.2 INTEGRAR SENSOR DE FREQUÊNCIA CARDÍACA.....	37
3.3 DEFINIÇÃO DOS PONTOS E PROTOCOLOS DE MEDIÇÃO DO EMG .....	38
3.4 AQUISIÇÃO E TRATAMENTO DO SINAL EMG.....	40
3.5 APRESENTAÇÃO E ARMAZENAMENTO DOS DADOS .....	42
3.6 DETERMINAR ATIVAÇÃO E FADIGA MUSCULAR .....	44
<b>4 RESULTADOS</b> .....	<b>47</b>
4.1 AVALIAÇÃO DO SENSOR DE EFEITO HALL E DE FREQ. CARDÍACA .....	47
4.2 AVALIAÇÃO DO SINAL EMG .....	50
4.3 TESTES PARA DETERMINAÇÃO DA ATIVAÇÃO MUSCULAR.....	55
4.4 TESTES PARA DETERMINAÇÃO DA FADIGA MUSCULAR.....	59
<b>5 CONSIDERAÇÕES FINAIS</b> .....	<b>62</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	<b>64</b>

<b>APÊNDICE A – RESULTADOS DOS TESTES DE ATIVAÇÃO MUSCULAR .....</b>	<b>70</b>
<b>APÊNDICE B – ESQUEMA ELÉTRICO DO SISTEMA .....</b>	<b>73</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Compreende-se por ergometria o estudo das respostas fisiológicas e biomecânicas do organismo humano frente a diferentes tipos de exercícios físicos. Aplicando princípios da fisiologia, biologia e biomecânica é possível avaliar o estado de saúde, disposição física e diagnosticar patologias de indivíduos submetidos ao teste ergométrico (NEIVA, ALEXANDRE, 2016).

O teste ergométrico tem como objetivo submeter o paciente a estresse físico programado e individualizado, isto é, ao esforço e suas consequências clínicas. Possuindo grande utilidade, especialmente no estabelecimento do diagnóstico e orientação das condutas a serem adotadas, na prevenção primária e secundária das doenças cardíacas (FREITAS, 2008).

Além do seu uso por cardiologistas, o teste ergométrico pode ser um aliado na aquisição de informações biológicas, como força, resistência e flexibilidade. Conhecendo essas capacidades, profissionais da educação física podem prescrever e orientar a forma de atingir o melhor resultado em esportes e atividades físicas (KISS, 2003; FREITAS, 2008).

O teste ergométrico surgiu como sendo realizado na esteira rolante e na bicicleta ergométrica, contudo, com a impossibilidade de uso por pessoas com problemas de locomoção nos membros inferiores, o cicloergômetro para membros superiores começou a ser utilizado. O uso de cicloergômetro para membros superiores vem se mostrando como um adjuvante para os tratamentos fisioterápicos. Principalmente, para os casos onde o paciente se encontra em Unidades de Tratamento Intensivo (BARBOSA & SILVA, 2003; Borges *et al.*, 2009).

Uma técnica muito utilizada para medir a função muscular é a eletromiografia (EMG), que consiste em monitorar a atividade elétrica das fibras musculares. A coleta desses sinais pode ser tanto intramuscular ou superficial. Destaca-se a EMG de superfície para fins fisioterápicos. O fisioterapeuta com posse do sinal EMG pode determinar a ativação e fadiga muscular, e assim, auxiliar o acompanhamento terapêutico e na tomada de decisões do profissional. Além de estabelecer critérios em seus atendimentos e dar qualidade ao serviço prestado ao paciente com disfunção neuromusculoesquelética (ROSA, 2016).

Em vista dos aspectos apresentados, o presente trabalho apresenta o desenvolvimento de uma plataforma experimental, em que um cicloergômetro para

membros superiores será integrado com sistema de medição de sinais EMG e frequência cardíaca. Os dados coletados serão processados em um microprocessador e depois apresentados para o profissional de saúde.

### 1.1 OBJETIVO GERAL

O presente trabalho tem como objetivo principal desenvolver uma plataforma experimental para fins clínicos e terapêuticos em que um cicloergômetro para membros superiores será integrado a sistemas de medição de força e fadiga muscular, frequência cardíaca e RPM utilizando sensores e eletromiografia.

### 1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Para realizar o objetivo principal, os seguintes objetivos específicos podem ser elencados:

- Adequar a plataforma ergométrica para suportar o sistema de medição de RPM;
- Seguir os protocolos de aquisição do sinal mioelétrico para o grupo muscular escolhido;
- Adequar interfaces de aquisição de sinal na plataforma microprocessada;
- Processar os dados coletados para determinar a ativação e fadiga muscular.
- Avaliar e comparar sinais coletados.

### 1.3 ESCOPO E RESTRIÇÕES

O desenvolvimento da plataforma tem caráter experimental. O objetivo é desenvolver uma plataforma integrada por um microcontrolador, na qual dados ergométricos e de intensidade do exercício serão coletados a partir da execução da atividade de um cicloergômetro para membros superiores e que poderão ser utilizados por profissionais da saúde e da educação física.

A implementação da plataforma não possui a intenção de ser industrializada e comercializada após seu desenvolvimento. Todos os materiais e componentes utilizados se constituem de materiais disponíveis no mercado.

## 1.4 APRESENTAÇÃO DO TRABALHO

O trabalho apresentado está dividido em 3 capítulos, conforme abaixo:

1. O primeiro capítulo aborda a introdução, os objetivos e escopo do trabalho;
2. O segundo capítulo contém a revisão bibliográfica onde serão abordados os usos da ergometria, a atividade cicloergométrica e os modelos de cicloergômetro para membros superiores, e por fim, os conceitos e métodos da eletromiografia;
3. No terceiro capítulo é explanada a metodologia proposta para o desenvolvimento do protótipo experimental de uma plataforma integrada de ergometria utilizando de um cicloergômetro, contemplando os materiais e métodos para a construção de tal plataforma.
4. No quarto capítulo contém os resultados obtidos através da realização da proposta de metodologia, em que os sensores foram testados e os sinais biológicos analisados e comparados a fim de chegar em um parâmetro de ativação e fadiga muscular conforme aumento de carga do cicloergômetro.
5. No quinto e último capítulo, as considerações finais, discute-se as conclusões que se pode chegar ao analisar os resultados e possíveis melhorias no protótipo.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo será apresentada a revisão bibliográfica do presente trabalho. A forma de apresentação escolhida foi dividir os assuntos em dois grandes tópicos. O primeiro tópico abordará o conceito de ergometria, com foco na cicloergometria para membros superiores e seus estudos e resultados já desenvolvidos. Também se discutirá a biomecânica do exercício cicloergométrico e por fim os modelos de cicloergômetros existentes. No segundo tópico será apresentada a eletromiografia, sua aquisição e condicionamento de sinal e os parâmetros para o processamento do sinal para determinação de atividade e fadiga muscular juntamente com estudos voltados para a prática fisioterápica.

### 2.1 ERGOMETRIA

A avaliação do esforço físico vem sendo demonstrado como um aspecto importante para os profissionais da saúde, pois fornece informações sobre a saúde do paciente ao realizar uma atividade física pré-determinada. O teste ergométrico é o método universalmente aceito para o diagnóstico de doenças cardiovasculares, sendo possível detectar a partir dos parâmetros avaliados a predisposição do paciente a infartos e demonstrar ao paciente suas reais condições físicas (“III Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre teste ergométrico,” 2010).

Por meio do teste ergométrico, pode-se avaliar a resposta cardíaca do paciente durante o exercício físico por meio do registro do eletrocardiograma. Durante o teste, são inseridos eletrodos no paciente para medir a atividade elétrica do coração enquanto ele realiza um esforço físico determinado. Dessa forma, é possível diagnosticar patologias cardíacas. Para Kawamura (2001) a avaliação da capacidade física fornece não só o diagnóstico cardíaco, mas também auxilia na orientação farmacológica, na prescrição de exercícios físicos e na decisão de necessidade cirúrgica.

O teste ergométrico é feito a partir de um equipamento chamado ergômetro. A partir dos estudos de Astrand & Rhyning em 1954, a bicicleta ergométrica foi introduzida como instrumento para o teste, correlacionando os níveis de treino com o consumo de oxigênio e a frequência cardíaca. Em 1956 Bruce criou o protocolo mais utilizado atualmente para o teste ergométrico, onde é utilizada uma esteira rolante e

agrupando os pacientes de acordo com a tolerância do exercício. Posteriormente, pesquisadores criaram com base em amostragem, uma fórmula que descreve o consumo de oxigênio ( $VO^2$ ) referenciado pela velocidade da esteira. (BARBOSA & SILVA, 2003)

Além do seu uso por cardiologistas, a ergometria pode ser uma ferramenta muito útil para os profissionais da educação física, pois pode fornecer dados sobre o desempenho físico do atleta. Para Kiss (2003) o teste de avaliação de condicionamento físico é uma forma de obtenção de dados numéricos de variáveis biológicas, sejam elas a força, flexibilidade, condição aeróbia, entre outras. Para a obtenção de resultados confiáveis o controle da intensidade/duração do exercício deve ser ajustado conforme a expectativa prática do atleta.

Evidentemente a utilização da esteira rolante e da bicicleta ergométrica não se aplica a pessoas com deficiências físicas nos membros inferiores, tanto para cadeirantes como para amputados. Considerando que existe uma relação entre pessoas com problemas de locomoção e a ocorrência de patologias cardíacas, logo a prática de exercícios físicos fica restrita (ALBUQUERQUE *et al.*, 2015). O teste ergométrico é, portanto, fortemente indicado para esse grupo. Sendo assim, o cicloergômetro de braço foi desenvolvido, em que a pessoa utilizando seus membros superiores pode executar um esforço físico controlado.

### 2.1.1 Aplicações do Cicloergômetro para Membros Superiores

Compreende-se por cicloergômetro de membros superiores um aparelho estacionário, que permite rotações cíclicas, que pode ser utilizado para realização de exercícios passivos, ativos e assistidos. Podendo ser utilizado de diversas formas possíveis, inclusive em protocolos de tratamento de fisioterapia como sendo um recurso a mais na recuperação do paciente (DANTAS, 2012).

Diversos estudos vêm sendo apresentados sobre a utilização de cicloergômetros para pacientes em unidades de tratamento intensivo (UTI). Levando em conta que o paciente na UTI fica a maior parte do tempo em um leito e sem realizar atividades físicas, a força muscular sofre de uma diminuição de 1% a 1,5% ao dia para pacientes no leito e 1,3% a 5,5% por dia com o paciente imóvel. Foi observado também que a disfunção musculoesquelética vinda da imobilidade tem variação conforme os grupos musculares e os tipos de fibra (TOPP, 2002).

Pensando nesse problema, Porta e colaboradores (2005) realizaram um estudo em que 66 pacientes com uso de ventilação mecânica prolongada foram separados em dois grupos, metade foi submetida após o desmame ventilatório a cicloergometria ativa para membros superiores e a outra metade a atividades fisioterápicas convencionais. A rotina de treinamento no cicloergômetro foi de 20 minutos por dia, por 15 dias, sendo que a carga era aumentada progressivamente. Com o uso da avaliação cardiorrespiratória, concluíram que no grupo que utilizou a cicloergometria houve um aumento na resistência muscular ao esforço, diminuição da queixa de dispneia e da fadiga muscular em comparação ao grupo que não utilizou.

Outro estudo com o mesmo intuito, realizado por Pires-Neto e colaboradores (2013) avaliaram 38 pacientes em uma UTI, na qual os pacientes foram submetidos a uma única intervenção de exercício no cicloergômetro por 5 minutos. Foram observadas a frequência cardíaca, pressão arterial, frequência respiratória, saturação periférica de oxigênio e também utilizaram da escala de Borg, onde o paciente indica a sensação de dispneia e cansaço físico durante o exercício numa escala de 1-10 (1-muito fácil, 10-extremamente difícil). Foi verificado um pequeno aumento de 3% da frequência cardíaca e um aumento de 20% na escala de Borg, enquanto os outros parâmetros avaliados se mantiveram estáveis. Também nesse estudo foi avaliado a satisfação dos pacientes quanto ao uso do aparelho, sendo que 85% gostaram muito de realizar o exercício e 100% gostariam de utilizar novamente o aparelho nos próximos atendimentos.

Há vários outros estudos relatando o uso do cicloergômetro como adjuvante no processo de recuperação em pacientes internados na UTI. Borges e colaboradores (2009) realizaram uma revisão bibliográfica sistemática e chegaram à conclusão que o uso do cicloergômetro para pacientes críticos é uma terapia segura e viável e que pode minimizar os efeitos negativos da imobilização prolongada nos leitos das UTIs. Sendo ainda necessário mais estudos para determinação da existência uma relação entre a utilização do aparelho e o tempo de permanência nas unidades de tratamento.

Além das vantagens do uso do cicloergômetro para pacientes internados na UTI, ele pode ser utilizado como um aparelho para realização de atividades físicas para promoção da saúde num contexto geral, contando também como diferencial que seu uso pode ser feito por pessoas com problemas de locomoção advindos de diversos fatores.

Os portadores de obesidade mórbida apresentam grande dificuldade em caminhar devido ao excesso de peso nas articulações principalmente nos membros inferiores. Com isso, a realização de exercícios físicos essenciais para esse grupo fica restrito a um conjunto de atividades que não possam ocasionar lesões e demanda excessiva do coração. Em vista disso, Rosa e colaboradores (2016) estudaram o uso do cicloergômetro para membros superiores para portadores de obesidade mórbida de grau III, onde o Índice de Massa Corporal (IMC) é maior que 40. Um grupo de 10 pessoas, com IMC médio de 52,1 kg/m<sup>2</sup>, foi submetido a cicloergometria para membros superiores num cicloergômetro adaptado, em que realizaram o exercício na plataforma por 30 minutos. Adotou-se uma zona alvo de segurança com frequência cardíaca máxima de 70% a 90%. Foram monitorados a pressão arterial, a frequência cardíaca e saturação do oxigênio antes, durante e depois do exercício. Com a análise dessas variáveis, pode-se concluir que o uso do cicloergômetro para membros superiores é uma opção válida para perda de calorías sem apresentar riscos durante o exercício para esse grupo de pessoas.

O cicloergômetro para membros superiores também pode ser um aliado no ganho de massa muscular, conforme demonstrado por Bergh, Andrade & Ferreira (2011) ao utilizarem da eletromiografia (EMG) para medir a atividade neuromuscular. Neste estudo foi analisada a atividade eletromiográfica de quatro músculos envolvidos no movimento do cicloergômetro. Para a coleta de dados foi colocado eletrodos nos músculos estudados. Quatro voluntários foram escolhidos para realização dos exercícios, tendo como protocolo o aumento progressivo da carga a cada quatro minutos, começando com uma carga de 19 Watts(W) e terminando em 48 W (valor máximo do equipamento). Constatou-se que em comparação aos quatro músculos estudados o bíceps foi o que mais teve resposta na EMG, sendo então um equipamento com potencial uso para aquisição de massa muscular.

Também com a intenção de validar a cicloergometria para membros superiores, Kang e colaboradores (1999) realizaram um estudo em que foi comparado o uso de um cicloergômetro convencional para membros inferiores, também conhecido como bicicleta ergométrica, e um cicloergômetro adaptado para membros superiores. Os participantes foram submetidos a mesma carga e mesma duração de exercício em ambos os equipamentos e tiveram suas variáveis biológicas coletadas. Em comparação, a cicloergometria para membros superiores obteve maiores índices de atividade cardiorrespiratória, concluindo assim que o uso do cicloergômetro para os

membros superiores é uma ferramenta para atividades físicas tão válidas quanto a de bicicletas ergométricas.

Souza (2013) também realizou uma comparação entre a cicloergometria para membros inferiores e superiores. Neste estudo, contudo, foram comparadas as duas formas para o teste ergométrico (TE) utilizados por cardiologistas. Trata-se de um estudo transversal, com 21 indivíduos jovens que foram divididos em Protocolo Cicloergômetro misto; Protocolo bicicleta ergométrica e Protocolo controle. A frequência cardíaca foi observada nesses três grupos e os resultados se mostraram muito semelhantes para todos os grupos.

### 2.1.2 Biomecânica na Cicloergometria para Membros Superiores

Todo exercício realizado demanda de um conjunto de músculos do nosso corpo. Considerando isso, Quittman e colaboradores (2020) utilizaram a combinação do estudo da cinética, cinemática e atividade muscular para compreender os mecanismos biomecânicos subjacentes do ciclismo paraolímpico. Para o estudo foi utilizado a EMG de superfície, na qual dez conjuntos de músculos foram analisados. Após a aquisição do sinal, foi feita uma comparação da atividade eletromiográfica durante a revolução na manivela, constatou-se que os dois músculos mais ativados foram o Peitoral Maior (PM) durante o movimento de empurrar e o Bíceps Braquial (BB) durante a fase antagônica.

De acordo com Smith e colaboradores (2008), durante o exercício em um ergômetro de braço, os principais músculos agonistas são os do braço e do ombro. Os autores ainda afirmam que o Bíceps Braquial (BB) e o Tríceps Braquial (TB) atuam em fases antagônicas do ciclo, ou seja, em momentos opostos do movimento. Além disso, a atividade muscular dos músculos do ombro ocorre em momentos diferentes da revolução da manivela quando comparada à dos músculos do braço citados anteriormente. Isso indica que o exercício em um ergômetro de braço pode trabalhar diferentes músculos em momentos específicos durante a realização de cada ciclo do movimento.

#### 2.1.4 Modelos de Cicloergômetros para Membros Superiores

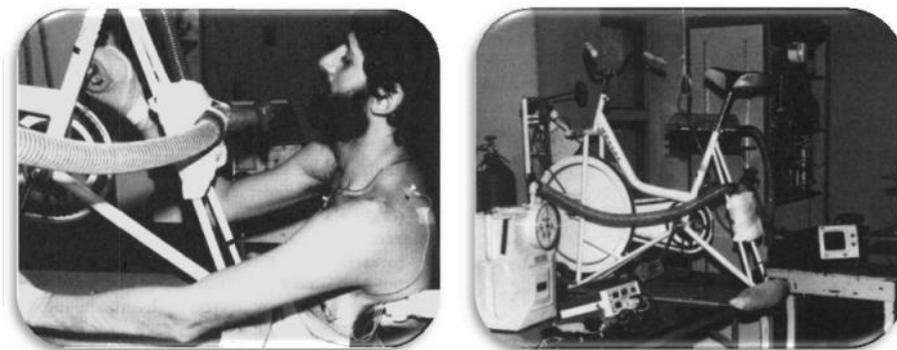
O ergômetro de braço surgiu com a necessidade de avaliar as pessoas com deficiência física da mesma forma que as pessoas sem deficiências utilizavam do cicloergômetro para membros inferiores.

Guimarães e colaboradores (2003) observaram, ao padronizar técnicas e aparelhos para avaliações em ergometria e ergoespirometria, que o ergômetro de braço pode ser uma alternativa para testes diagnósticos em indivíduos com limitações funcionais nos membros inferiores. Além disso, o equipamento é adequado para avaliação ocupacional de trabalhadores que efetuam movimentos predominantemente com os membros superiores e a porção superior do tronco. Pode-se produzir um aparelho específico para esta finalidade ou transformar uma bicicleta ergométrica comum, retirando os pedais e instalando manoplas em seu lugar.

Para produzir cargas, os cicloergômetros podem contar com três sistemas de frenagem: frenagem mecânica, na qual a frenagem é feita por um mecanismo físico a fim de gerar atrito e dificuldade no movimento; frenagem magnética, funciona com o uso de dois ímãs que geram um campo magnético na roda de inércia; frenagem por indução eletromagnética, onde é utilizada uma corrente elétrica para geração de um campo eletromagnético que gera resistência na roda.

Um dos primeiros cicloergômetros para membros superiores foi feito a partir de um estudo de DiCarlo, Supp & Taylor (1983). Foi adaptado um cicloergômetro para membros superiores da marca Monark<sup>1</sup> com frenagem mecânica, sendo posto sobre uma mesa com a altura dos pedais nos ombros do usuário, conforme a figura 1.

Figura 1 – Ergômetro de braço adaptado Monark.



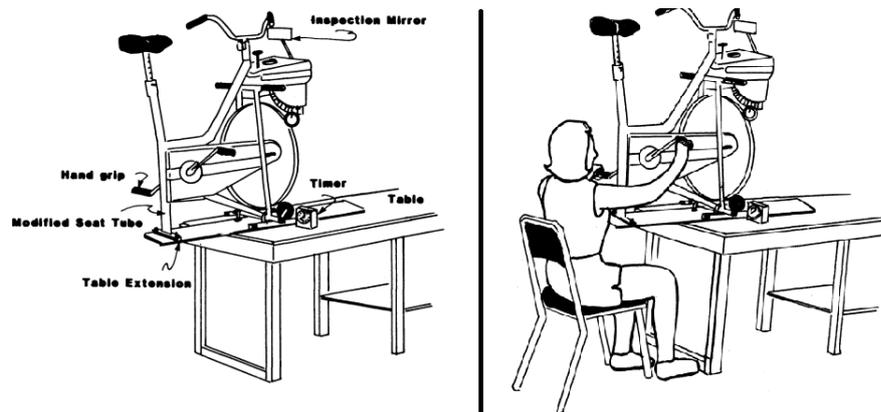
Fonte: DiCarlo, Supp & Taylor (1983).

---

<sup>1</sup> A Monark é uma empresa que atua com a fabricação e montagem de bicicletas. Para mais informações ver: <https://www.monark.com.br/>

Em 1986 Bohannon propôs um modelo de cicloergômetro para braços que se adequasse melhor ao usuário. Foi também utilizado um cicloergômetro Monark, porém foi adaptado o pedal para que tivesse uma pegada mais anatômica para as mãos, um ajuste do comprimento da manivela para pessoas com braços mais curtos e uma madeira usada como extensão para que o usuário ao executar o movimento não batesse na mesa. A Figura 2 mostra as adaptações feitas por Bohannon.

Figura 2 – Modelo da adaptação do cicloergômetro.



Fonte: Adaptado de Bohannon (1986).

Atualmente pode-se encontrar vários modelos de cicloergômetros, contando os mais simples, como o modelo da marca LiveUp Sports<sup>2</sup> (Fig. 3), na qual a frenagem é mecânica e há um design compacto e melhor adaptado para a execução do movimento. Principalmente utilizado para fisioterapia.

Figura 3 – Cicloergômetro da LiveUp Sports.



Fonte: <https://www.polifisio.com.br>

<sup>2</sup> Empresa Brasileira de aparelhos esportivos. Ver mais em: <https://www.liveupsports.com.br/>

Por outro lado, pode-se encontrar modelos mais bem desenvolvidos para dar conta das necessidades clínicas e de diagnóstico. Como por exemplo, o modelo UB300 (Magnum Fitness Systems<sup>3</sup> – Estados Unidos) como mostrado na figura 4 contando com um sistema de frenagem por indução eletromagnética possibilitando um ajuste de carga de até 2000 W, ajustes no assento, podendo ser utilizado por cadeirantes e um sistema digital de monitoramento e programação da carga.

Figura 4 – Cicloergômetro UB300.



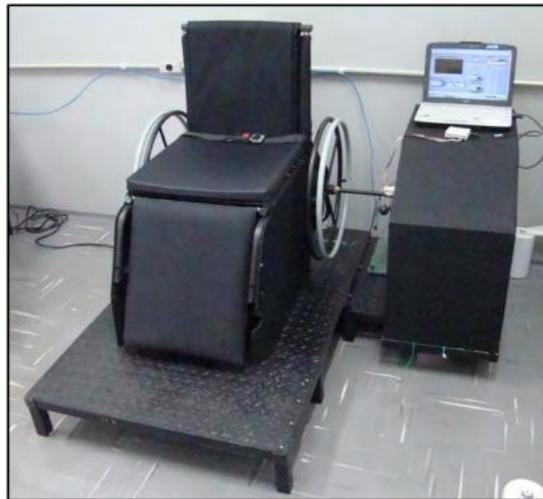
Fonte: <https://www.go-dove.com/asset/6764/13563>

Além dos modelos comerciais, outros ergômetros vêm sendo construídos pensando em uma aplicação específica. Novais (2010) propôs a construção de um ergômetro voltado unicamente para cadeirantes, a fim de replicar o gesto motor ao se utilizar da cadeira de rodas e assim avaliar os cadeirantes na mesma condição do seu cotidiano e na prática de esportes. O equipamento ERG-CR09 foi construído de acordo com especificações que compreendem uma estrutura base de propulsão dos arcos, responsável pela sustentação do cadeirante, juntamente com um sistema eletromagnético de geração de resistência, conforme mostrado na figura 5.

---

<sup>3</sup> Empresa americana de produtos fitness. Ver mais em: <https://www.magnumfitness.com.au/>

Figura 5 – Ergômetro adaptado para cadeirantes.



Fonte: Novais (2010).

## 2.2 ELETROMIOGRAFIA

A técnica da Eletromiografia consiste em monitorar a atividade elétrica das fibras musculares que no processo de despolarização/repolarização desencadeado pela contração muscular geram um sinal elétrico que pode ser medido com o uso de eletrodos. O sinal da Eletromiografia (EMG) é obtido pela soma algébrica de todos os sinais detectados numa determinada área, podendo sofrer influência de propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, além do controle do sistema nervoso periférico e do equipamento utilizado para sua captura (ENOKA, 2000).

O conjunto entre um motoneurônio e todas as fibras musculares por ele intercaladas denomina-se uma unidade motora (UM). Podemos encontrar UM com poucas fibras musculares, normalmente músculos com atividade precisa, como o globo ocular, do outro lado encontramos UM com fibras musculares na ordem de 500 que são músculos responsáveis por grandes movimentos, como o gastrocnêmio<sup>4</sup>. Quando ocorre a ativação de um motoneurônio todas as fibras musculares são ativadas (TRONTELJ JV, JABRE J, MIHELIN M, 2004).

Os neurônios aferentes ou sensoriais são encontrados na superfície da pele, nas articulações e nos músculos. Esses neurônios periféricos são responsáveis pela

---

<sup>4</sup> O gastrocnêmio é um grande músculo localizado na região posterior da perna. Ele é o mais superficial dos músculos posteriores da perna e forma o volume da panturrilha.

captação de estímulos externos e internos e enviá-los para o sistema nervoso central (SNC). A interpretação desses estímulos é feita pelo SNC que posteriormente enviará a resposta para os motoneurônios e que desencadeará uma cadeia de reações que consistem no mecanismo de contração muscular. Nesse mecanismo existe a ação de íons de cálcio que interagem com a fibra muscular, assim gerando um campo magnético que pode ser capturado pela EMG (HALL, 2017).

A EMG é uma ferramenta essencial para a análise clínica da marcha, fornecendo informações valiosas sobre o momento de ativação da musculatura envolvida no movimento, a intensidade da sua ativação, a duração da sua atividade e a variabilidade ciclo a ciclo.

### 2.2.1 Aquisição do Sinal EMG

O sinal EMG é coletado por um eletromiógrafo. O sinal EMG registrado no corpo humano é analógico, contínuo no tempo e precisa ser convertido para um sinal digital, discreto e definido para intervalos de tempo específicos, para que possa ser gravado pelo computador. A aquisição do sinal EMG requer ajustes em diferentes parâmetros, que variam de acordo com a tarefa e objetivo da análise posterior. Entre os parâmetros mais importantes, destacam-se a frequência de amostragem e os componentes utilizados, tais como eletrodos, amplificadores, filtros, conversores analógico/digital (ADC), além do dispositivo de armazenamento dos dados, podendo ser um computador ou um sistema microprocessado (MARCHETTI & DUARTE, 2006).

Os eletrodos são componentes que permitem a entrada e saída de corrente em um sistema elétrico, sendo responsáveis por estabelecer a conexão entre o corpo e o sistema de aquisição. Conforme descrito por Marchetti & Duarte (2006), é necessário posicionar o eletrodo em proximidade suficiente ao músculo para que este possa captar a corrente iônica. A superfície de detecção, que representa a área de interface entre o eletrodo e o tecido, funciona como um filtro.

Há vários tipos de eletrodos disponíveis, cada um projetado para fins específicos de aquisição, tarefa, natureza da pesquisa e músculo alvo. Quando se trata de músculos profundos ou pequenos, os eletrodos de fio ou agulha são usados, devido à sua pequena área de detecção, embora sejam menos adequados para estudos de unidades motoras. Sua vantagem está na seleção precisa das fibras

musculares, porém é um tipo de eletrodo muito invasivo, desconfortável e doloroso ao paciente (NISMITH, 2021).

Em contrapartida, os eletrodos superficiais são convenientes e não causam dor, mas requerem uma série de precauções durante a aplicação. Esses eletrodos são posicionados diretamente na pele, sobre a superfície dos músculos. Portanto, ao contrário dos eletrodos invasivos (de agulha), eles captam o sinal gerado por todas as fibras musculares ativas naquela região, sem a possibilidade de selecionar unidades motoras ou fibras musculares específicas (MARCHETTI & DUARTE, 2006).

Existem diferentes formas de adquirir o sinal EMG, não se limitando à utilização de um único eletrodo. Uma combinação de sinais de diversos detectores pode resultar em uma configuração monopolar, bipolar ou multipolar. A configuração monopolar é comumente utilizada para aquisição de sinais simples, com a necessidade de um eletrodo de referência posicionado distante o suficiente do eletrodo ativo para evitar interferências no campo elétrico ao redor do local de captação. A configuração monopolar é frequentemente adotada em análises gerais do sinal EMG, quando o objetivo é comparar a morfologia interna e sinais externos ou quando o músculo é estreito para configurações bipolares (KONRAD, 2005).

A configuração do eletrodo bipolar se mostra mais utilizada quando existe uma contração voluntária do grupo muscular ou em condições de estímulo elétrico. A grande vantagem dessa configuração é que o sinal é coletado em dois pontos e com isso ocorre um melhor condicionamento do sinal. No qual, o sinal comum dos dois eletrodos é subtraído do sinal total e os sinais que são diferentes entre eles é amplificado, pois entende-se que é o sinal a ser avaliado (HAMILL; KNUTZEN; NASCIMENTO, 2016).

Um ponto importante para a aquisição do sinal é o correto posicionamento dos eletrodos nos grupos musculares. Com esse objetivo, a *Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) criou diretrizes para o correto uso da EMG de superfície, catalogando os grupos musculares possíveis de serem estudados e o procedimento recomendado de colocação dos sensores, assim como, o posicionamento do eletrodo de referência, essencial para a análise eletromiográfica.

Além da escolha e do posicionamento do eletrodo, outro ponto importante para a aquisição do biossinal é a influência da impedância pele/eletrodo. Com isso, recomenda-se a limpeza da pele com álcool, remoção dos pelos e uma leve abrasão na pele para remoção de células mortas (MERLETTI, 2004). Atualmente os eletrodos

de Ag (prata) e AgCl (cloreto de prata) contam com um adesivo pré-gelificado para melhorar e estabilizar o contato com a pele.

### 2.2.2 Condicionamento do Sinal EMG

São utilizados para o condicionamento do sinal EMG a amplificação e a filtragem do sinal coletado. O tratamento e condicionamento do sinal representam uma parte indispensável para a aquisição do sinal EMG, pois o nível e a frequência do sinal devem ser ajustados da melhor forma possível, para que assim, se tenha um erro mínimo no processo (ANALOG DEVICES, 2002).

Os eletrodos de superfície em medições de contrações musculares voluntárias máximas captam amplitudes de até 5 mV (KONRAD, 2005). Portanto, durante a aquisição do sinal EMG se faz necessário o uso de amplificadores de sinais para ampliação da magnitude do sinal e posterior processamento. No entanto, certos cuidados são tomados para que o sinal não perca suas características. O ruído é um sinal indesejado que pode vir de fontes distantes, como linhas de forças, outros aparelhos e músculos vizinhos. Então os eletrodos bipolares se fazem importantes, pois rejeitam o sinal comum a ambos reduzindo, assim, a contaminação do sinal (MARCHETTI & DUARTE, 2006).

### 2.2.3 Filtros

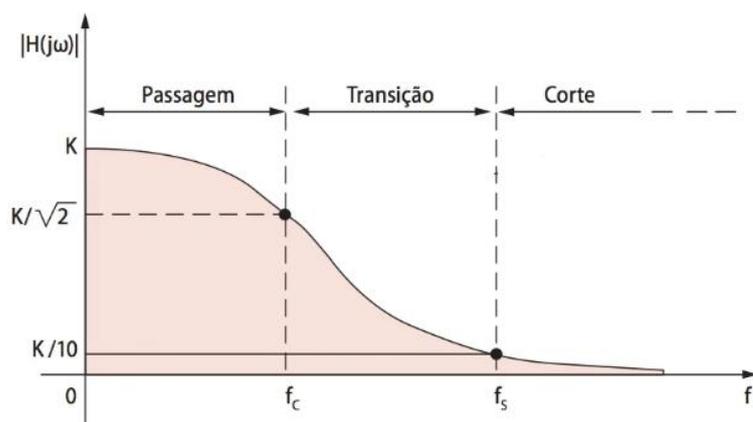
O filtro é um dispositivo que tem como finalidade permitir a passagem de algumas frequências e atenuar outras que são indesejadas. Os filtros são encontrados em duas disposições, de forma analógica ou digital. Os filtros analógicos possuem uma gama de funções que podem ser utilizadas para o tratamento do sinal e são constituídos de conjuntos de resistores, capacitores e indutores. No entanto, os filtros digitais vêm se mostrando superiores, pelo fato de seu alto nível de desempenho e de sua utilização para a análise de dados após digitalização (KONRAD, 2005; DELSYS, 2006).

Para a escolha apropriada do filtro deve-se atentar para o limite de variação de frequências do sinal específico analisado. Entende-se pela melhor forma de ajuste das características do filtro a análise do sinal coletado e posteriormente o ajuste da banda do filtro ao sinal analisado. (DELSYS, 2006).

No processamento de sinais EMG, pode-se utilizar diferentes tipos de filtro, sendo utilizados filtros analógicos no condicionamento do sinal coletado, amplificando o sinal e selecionando as frequências desejadas com a escolha dos comportamentos descritos acima e podendo ser utilizado mais de um por filtro. Os filtros analógicos são usados antes de qualquer digitalização do sinal. Por outro lado, os filtros digitais são utilizados após a digitalização do sinal, no qual todos os sinais analógicos são amostrados e representados numa matriz numérica e depois utilizando da transformada rápida de Fourier (TFF), que transforma os dados que estão no domínio do tempo para o domínio da frequência, as frequências requeridas são selecionadas por meio de rotinas no MATLAB (DELSYS, 2006).

Ao analisar um sinal filtrado encontram-se as zonas de atuação de filtro. Na qual, a banda de passagem é a região de frequências não atenuada pelo filtro e a banda de corte a região de frequências atenuadas pelo filtro. No funcionamento de um filtro ideal no intervalo da banda passante para a banda de corte não existe nenhum componente de transição. Porém em filtros reais existe uma curva de transição que pode afetar a filtragem do sinal, conforme mostrado na Figura 6. Outro aspecto a ser analisado é a tensão de ripple ou ondulação que representa a variação de tensão que ocorre em um circuito eletrônico devido à presença de uma fonte de alimentação pulsante (PERTENCE JR, 2015).

Figura 6 – Sinal filtrado por um filtro passa-baixa.



Fonte: Pertence Jr (2015).

Existem várias configurações de filtros, entre elas a mais utilizada na EMG é o filtro Butterworth, pois a resposta em frequência é praticamente plana na banda

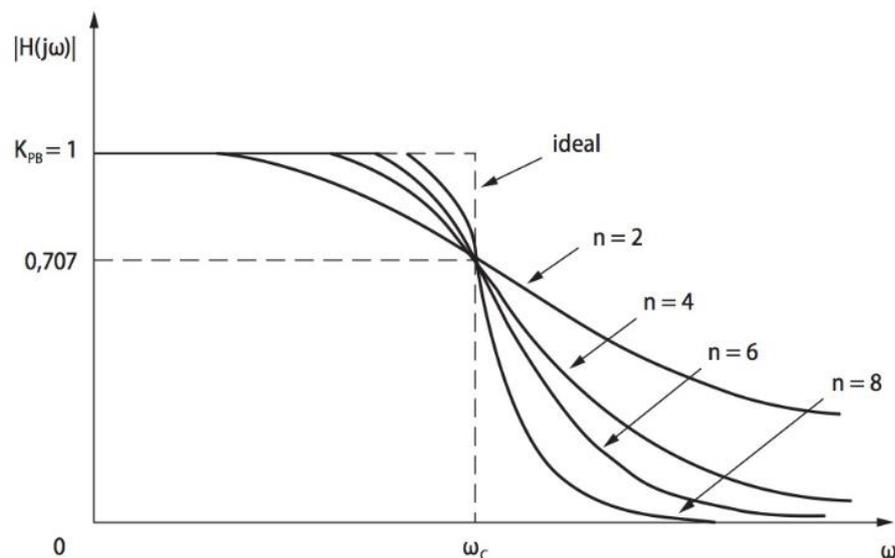
passante, não possuindo ripple no sinal e praticamente nula na banda rejeitada. O filtro Butterworth possui a seguinte função-resposta:

$$|H(j\omega)| = \frac{K_{pb}}{\sqrt{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^{2n}}} \quad (1)$$

Onde  $K_{pb}$  é o ganho do filtro passa-baixa quando a frequência  $\omega$  é nula;  $\omega_c$  é a frequência de corte e  $n$  é a ordem do filtro.

Outro fator que impacta na resposta do filtro é a sua ordem. Matematicamente, a ordem de um filtro é definida como o número de polos presentes na função de transferência do filtro. Em termos físicos, podemos dizer que a ordem de um filtro é determinada pelo número de redes de atraso presentes em sua estrutura. Na prática quanto maior for a ordem do filtro mais próxima é a sua resposta com um filtro ideal, conforme Figura 7 (PERTENCE JR, 2015). O que delimita a escolha de um filtro de ordem elevada é que conforme se aumenta a ordem mais elementos passivos são necessários para a construção do filtro. Com isso, Silva (2017) realizou um estudo com filtragem de sinal EMG usando do filtro Butterworth, na qual, obteve uma resposta boa com a escolha do filtro de segunda ordem.

Figura 7 – Sinal filtrado por um filtro Butterworth conforme sua ordem.



Fonte: Pertence Jr (2015).

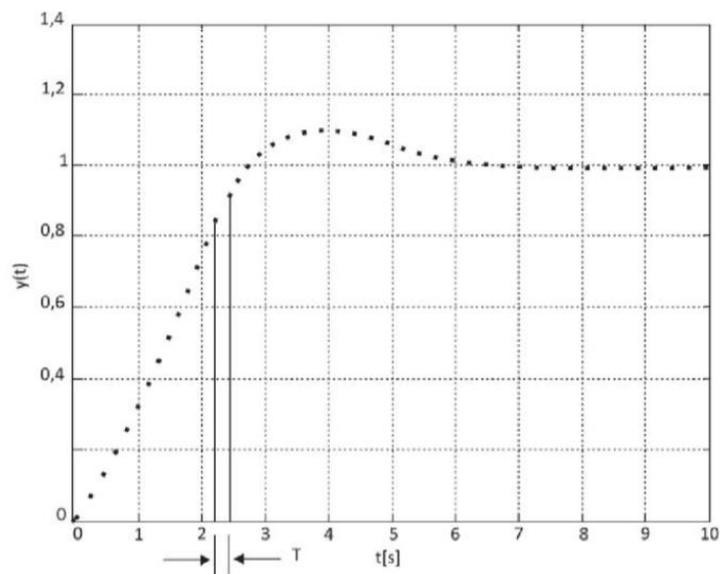
Conforme as normativas da SENIAM (2020), as faixas de frequências encontradas no sinal EMG variam em uma ordem de 20-500 Hz. Portanto, todo sinal fora dessa faixa deve ser atenuado ou com o uso de filtros analógicos, podendo ser

feita uma configuração em cascata com um filtro passa-baixa e um passa-alta ou com a utilização de filtros digitais.

#### 2.2.4 Teorema da Amostragem e Transformada de Fourier

Nos filtros e controladores digitais as informações correspondentes são discretas no tempo, ou seja, somente existem valores definidos para as grandezas consideradas a cada intervalo de tempo previamente estabelecido. Na Figura 8 tem-se a ilustração de uma amostragem ideal, na qual o tempo de amostragem é definido pelo valor  $T$  de varredura, sendo assim, a amostragem representa em sua totalidade os valores varridos (PINHEIRO, 2017).

Figura 8 – Ilustração de uma amostragem ideal.



Fonte: Pinheiro (2017).

Em sistemas de medição e comunicação a escolha do tempo de amostragem de uma informação modulada em amplitude de pulso se mostra importante, pois seu valor é determinante para a resposta observada. (PINHEIRO, 2017). Com isso em mente, Harry Nyquist em 1928 desenvolveu o teorema da amostragem, no qual define que a taxa de amostragem deve ser, no mínimo, duas vezes maior que a frequência mais alta amostrada ( $F_a \geq 2F_{m\acute{a}x}$ ), para que o sinal seja reconstruído a perda de suas características (PROAKIS, 1996). O sinal de EMG de superfície pode ter frequências

de até 500 Hz. Então, a taxa de amostragem, conforme o teorema de Nyquist, deve ser na ordem de no mínimo 1000 Hz.

Outra teoria matemática indispensável para a construção de filtros e processamento de sinais é a transformada de Fourier (TF), esta tem como finalidade transformar um sinal para o domínio da frequência. A TF deriva dos estudos das séries de Fourier, na qual ondas complexas são representadas como o somatório de ondas mais simples representadas como de um espectro de frequências.

A TF estabelece uma conexão entre a descrição no domínio de frequência e uma função temporal, permitindo a determinação da amplitude de cada onda por meio da integração, graças às propriedades dos senos e cossenos. A TF é representada pela fórmula (2) de forma contínua.

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j2\pi ft} dt \quad (2)$$

Para sequências de duração finita existe uma representação da TF em um tempo discretizado, chamada de transformada de Fourier discreta (TFD). A TFD deriva da TF, porém em vez de uma função de amostra variável e contínua, as amostras são discretas e espaçadas, conforme (2). A TDF tem um papel fundamental para implementação de uma variedade de algoritmos de processamento de sinais digitais (OPPENHEIM; SCHAFER, 2012).

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]e^{\frac{-2\pi j}{N}kn} \quad (3)$$

Contudo, a forma mais utilizada para o processamento de sinais EMG é a transformada rápida de Fourier (TFF), pois torna mais viável o cálculo da TDF. A TFF é um algoritmo que permite transformar de forma rápida uma série de sinais discretos em uma amostra contendo as frequências desses sinais. A TFF utiliza dos mesmos elementos da TFD, porém consegue reduzir a complexidade ao reduzir o expoente de amostragens dos sinais de  $N^2$  para  $N \log N$  (FFT - FÍSICA COMPUTACIONAL, 2020).

### 2.2.5 Determinação da Ativação Muscular

Em protocolos de fisioterapia com uso de EMG de superfície a determinação da ativação muscular é feita a partir da fórmula de *Root Mean Square* (RMS). Desta forma não necessitando de retificação de onda, pois o sinal é elevado ao quadrado (MARCHETTI & DUARTE, 2006).

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (4)$$

Onde: N é a quantidade de amostras e xi as amostras.

A amplitude do RMS é expressa em volts e como a amplitude de ativação de um músculo não fornece informações diretas é necessário obter um valor de referência para comparação. Esse valor de referência é coletado através de uma contração máxima voluntária (CMV). Na CMV o paciente executa uma tarefa em que a capacidade do músculo é levada ao extremo, com isso pode-se obter o  $RMS_{m\acute{a}x}$  que é o valor de pico que foi medido durante a realização da tarefa. O  $RMS_{m\acute{a}x}$  é usado como referência para o fisioterapeuta determinar a ativação de um grupo muscular (SILVA, 2016).

Uma vez reconhecido o valor  $RMS_{m\acute{a}x}$ , é possível usar essa medida como parâmetro de avaliação da força muscular e em seguida a um tratamento clínico por exercício, a fim de verificar a melhora na magnitude de ativação. Em resumo, para determinar a ativação muscular é necessário coletar o  $RMS_{m\acute{a}x}$  através de uma CMV e depois comparar esse valor com o RMS da tarefa em qual o músculo está sendo submetido, conforme fórmula (5):

$$\%Ativação\ Muscular = \frac{RMS_{tarefa}}{RMS_{m\acute{a}x}} \times 100\% \quad (5)$$

É importante notar que tal avaliação deve ser feita nos primeiros segundos de avaliação, pois a fadiga muscular pode alterar os valores em RMS e porcentagem. Podendo acarretar até valores de  $RMS_{tarefa}$  maiores que a  $RMS_{m\acute{a}x}$ , pelo fato que a fadiga geralmente aumenta a amplitude do sinal EMG (SILVA, 2016).

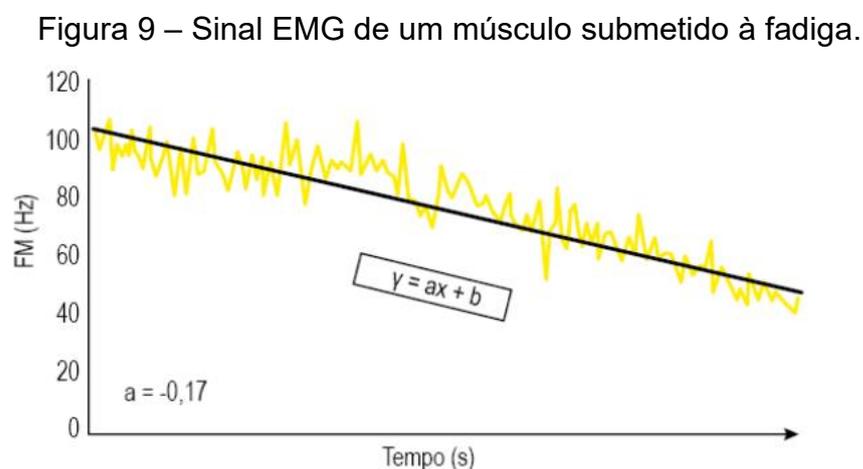
### 2.2.6 Determinação da Fadiga Muscular

Para determinar a fadiga muscular é preciso utilizar os parâmetros da EMG no domínio da frequência que é feito a partir da TF. Sendo feita a captura dos sinais em contrações voluntárias, isométricas e dinâmicas sobre controle de velocidade na execução do movimento (SILVA *et al.*, 2008).

Após os sinais serem transformados para o domínio da frequência é necessário encontrar a frequência mediana (FM). A FM é encontrada armazenando todas as frequências selecionadas em uma tabela, essa técnica é mais fiável pelo fato que divide o conteúdo do espectro em duas partes iguais. Na frequência média existe um maior risco de ruídos e contaminações por ter maior variabilidade do registro da EMG de um ponto para outro ao longo do tempo selecionado (SILVA, 2016).

A partir do *slope* (variável de inclinação da curva) da FM pode-se determinar o estado de fadiga do músculo, considerando que a fadiga promove o deslocamento do conteúdo do espectro para baixas frequências em razão da lentidão na propagação do potencial de ação neuromuscular. Isso ocorre pelo motivo de as fibras musculares ficarem permeadas de acúmulos metabólicos (ácidos graxos e potássio), assim, limitando a capacidade de produzir força (DE LUCA, 1997).

É possível dizer que analisando o sinal, a fadiga muscular é determinada observando os valores de frequências que vão se atenuando devido à fadiga (*slope*), sendo que a intensidade da banda de frequência no local permanece alta, conforme pode-se observar na figura 9.



Fonte: Silva (2016).

### 2.2.7 O uso da EMG na Prática Clínica

A EMG de superfície oferece informações que podem ser úteis no diagnóstico e tratamento de distúrbios musculoesqueléticos. Seu uso é muito vinculado à prática fisioterápica, conforme o Referencial Nacional de Procedimentos Fisioterapêuticos (RNPF), o EMG pode ser considerado um exame complementar, contribuindo para diagnóstico, avaliação e reavaliação fisioterapêutica.

Diversos sintomas, como formigamento, dormência, dor muscular, câimbra e/ou fraqueza muscular podem estar relacionados a distúrbios musculares e nervosos. A EMG auxilia na identificação dos músculos afetados pela lesão parcial de uma raiz nervosa decorrente de um trauma ou pela compressão nervosa, na avaliação de desequilíbrios musculares e também no monitoramento da frequência de atividade realizada pelo paciente entre as sessões de fisioterapia (HURIKI, PAZZINATTO, SILVA, 2021).

Nos casos de monitoramento e acompanhamento durante sessões de fisioterapia, cabe ressaltar os estudos realizados por Silva (2016), na qual utiliza os parâmetros de determinação de atividade e fadiga muscular para acompanhamento clínico de seus pacientes. Com isso, é possível ter uma verdadeira dimensão quantitativa da evolução do paciente durante o tratamento, podendo ser observado o ganho muscular com a amplitude do sinal miográfico e a diminuição da fadiga muscular com a atenuação do *slope* da FM.

O *biofeedback* é um recurso complementar utilizado juntamente com a EMG na área da fisioterapia traumato-ortopédica. O *biofeedback* pode ser definido como uma técnica para fornecer informações biológicas aos pacientes em tempo real que, de outra forma, seriam desconhecidas. Tradicionalmente, o *biofeedback* é apresentado ao paciente e ao fisioterapeuta por meio de exibições visuais, acústicas ou vibrotáteis (TATE, MILNER, 2010).

Os dispositivos vestíveis com recurso de EMG e *biofeedback* representam um avanço tecnológico para o acompanhamento fisioterápico. Pois uma das barreiras para a recuperação é que os pacientes apresentam desequilíbrios musculares devido ao desuso de grupos musculares inerentes ao processo de reabilitação. Com isso, os dispositivos vestíveis acompanham o paciente no seu dia a dia e coletam e mandam informações em tempo real tanto para o paciente, quanto para o fisioterapeuta. E

assim, é possível determinar se o paciente está negligenciado o membro operado e auxiliar o profissional na tomada de decisões (HURIKI, PAZZINATTO, SILVA, 2021).

Figura 10 – Shorts com eletrodos eletromiográficos embutidos.



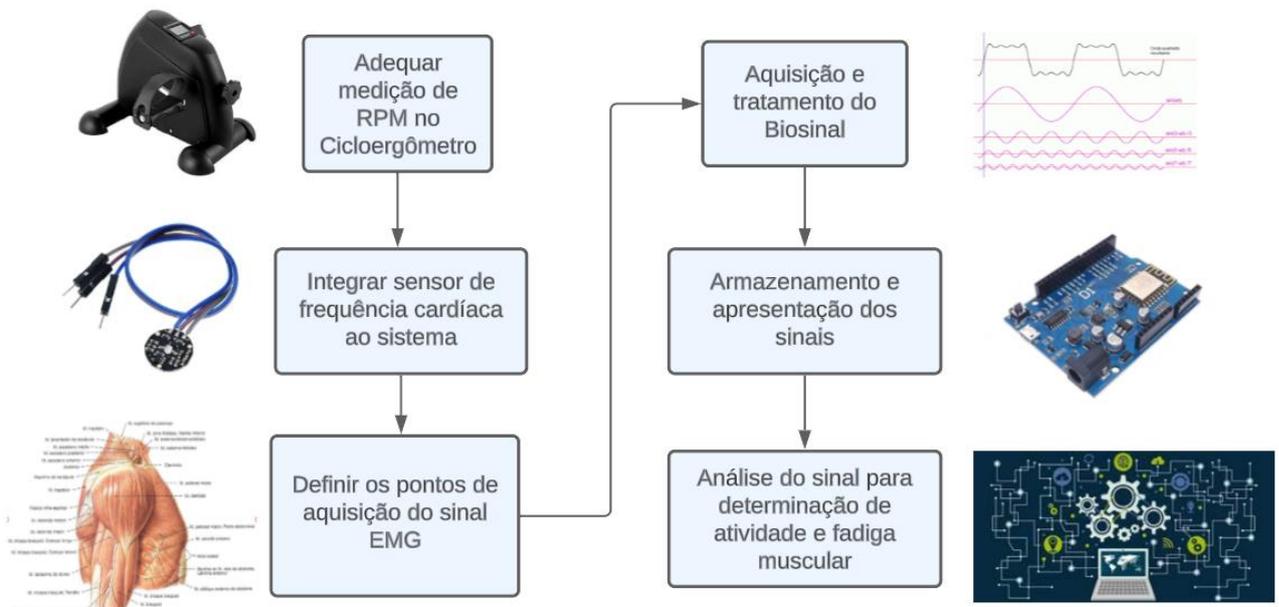
Fonte: Myontec (2021).

Diante dos temas abordados, objetiva-se o desenvolvimento de uma plataforma que utilize da cicloergometria para membros superiores para coleta de biossinais, como a EMG, para uso clínico na fisioterapia. A metodologia proposta para o desenvolvimento dessa plataforma encontra-se no capítulo a seguir.

### 3 METODOLOGIA PROPOSTA

A proposta do trabalho consiste no desenvolvimento de um protótipo experimental de um cicloergômetro capaz de realizar medidas de frequência cardíaca, rotações por minuto (RPM) e de EMG. Para isso, optou-se pelo uso de materiais e equipamentos comerciais, tendo como objetivo principal criar uma plataforma integrada na qual o profissional de saúde ou educação física possa observar e analisar os dados biológicos coletados. A estrutura da metodologia está representada na figura 11, contendo todas as etapas para o desenvolvimento do trabalho.

Figura 11 – Diagrama metodológico do protótipo.



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

Na primeira etapa, foi realizada uma adequação do cicloergômetro para receber o sistema de medição de RPM. A segunda etapa consiste em integrar o sensor de frequência cardíaca no sistema microprocessado. Na terceira etapa, foi realizada a definição dos pontos de medição dos eletrodos para o EMG, assim como, apresentado os protocolos de correto posicionamento e características do músculo observado. A quarta etapa compreende a aquisição e tratamento do sinal EMG, na qual, plataforma de aquisição de sinal EMG será utilizada. Na quinta etapa, os dados coletados foram armazenados no sistema microprocessado e com o uso de um display são apresentados ao usuário. Na última etapa, depois da coleta e armazenamento dos

dados, foi feita a estimacão da fadiga e ativao muscular utilizando dos protocolos já apresentados. Por fim na última etapa, foi realizada a avaliao dos sinais biológicos coletados com o uso do protótipo.

### 3.1 ADEQUAO DO CICLOERGÔMETRO

Para o protótipo desse estudo foi utilizado um cicloergômetro da marca Odin Fit (Fig. 12, medidas aproximadas: 40 x 32 x 20cm), que conta com um sistema de frenagem mecânico ajustável, sendo possível controlar o nível de intensidade do exercício. O cicloergômetro também contém um display, na qual informações como: tempo, RPM, calorias gastas e velocidade são apresentadas. Contudo, para a aquisio da RPM não será utilizado o sistema integrado do equipamento. Para isso, será desenvolvido um sistema próprio com o intuito de integrar ao sistema microprocessado.

Figura 12 – Cicloergômetro Odin Fit

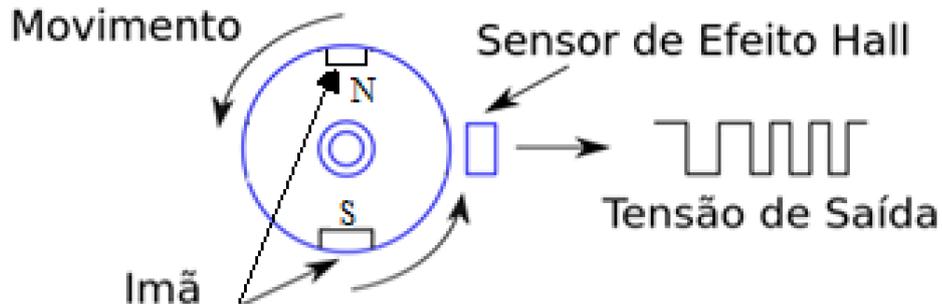


Fonte: <https://www.odinfit.com>

Para o sistema de medio de RPM será utilizado um sensor de efeito Hall. Esse sensor é um dispositivo sensível a influência de campos magnéticos quando esses estão próximos, sendo assim, possível utiliza-los como um método de deteco de imãs (LIMA *et al.*, 2021). Para esse sistema, um imã será instalado na roda interna do cicloergômetro e o sensor de efeito Hall será disposto numa posio fixa, deste modo, quando o usuário realizar uma revoluo com os pedais do cicloergômetro o

imã irá passar próximo do sensor e então será contabilizada uma volta, conforme figura 13.

Figura 13 – Montagem do Sensor de Efeito Hall para contagem de RPM



Fonte: Adaptação de LIMA *et al.* (2021).

O sensor de efeito Hall utilizado é o modelo US1881, que conta com um sistema integrado de regulação de tensão e apresenta três portas, duas para a alimentação (5V) e uma para saída digital. O sensor funciona pela detecção de polo do campo magnético do imã, quando o polo é norte, a saída fica positiva, quando é sul, fica negativa. Com isso, foi instalado dois ímãs na roda, um disposto com o polo sul e outro com o polo norte e a partir disso, foi desenvolvido um código que foi empregado no Arduino UNO para fazer a contagem das RPM observando a alteração do nível lógico na saída digital do sensor.

### 3.2 INTEGRAR SENSOR DE FREQUÊNCIA CARDÍACA

A frequência cardíaca é um parâmetro importante para a avaliação ergométrica do paciente (“III Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre teste ergométrico,” 2010). Com isso, foi utilizado um sensor de frequência cardíaca para monitorar os batimentos do usuário ao utilizar do cicloergômetro.

O módulo de sensor de frequência cardíaca da marca AMPED (Fig. 14) vem com um circuito integrado de amplificação e cancelamento de ruídos. Essencialmente o módulo do sensor de frequência cardíaca emite uma luz que torna possível medir a frequência cardíaca, pois no momento que ocorre um batimento cardíaco o sangue é levado até os tecidos capilares ocasionando um aumento de volume. No intervalo dos

batimentos o volume do tecido capilar diminui. Essa mudança de volume entre os batimentos cardíacos afeta a quantidade de luz que será transmitida por esses tecidos, sendo assim, possível determinar os batimentos cardíacos (CACPNRJ, 2021).

O fabricante tem como recomendação a colocação do sensor, ou na ponta dos dedos, ou no lóbulo da orelha. Como as mãos estarão ocupadas realizando o movimento no cicloergômetro, foi optado pelo posicionamento do sensor no lóbulo da orelha, para que não cause nenhum empecilho na execução da atividade.

Figura 14 – Sensor de Frequência Cardíaca



Fonte: <https://www.casadarobotica.com>

O sensor, como observado, apresenta três portas. Duas para a alimentação, compatível com a tensão do Arduino UNO de 5V e uma porta analógica que envia a informação dos batimentos cardíacos. O Arduino UNO fará a leitura da porta analógica que contém os batimentos cardíacos e apresentará ao sistema integrado de medição de biossinais.

### 3.3 DEFINIÇÃO DOS PONTOS E PROTOCOLOS DE MEDIÇÃO DO EMG

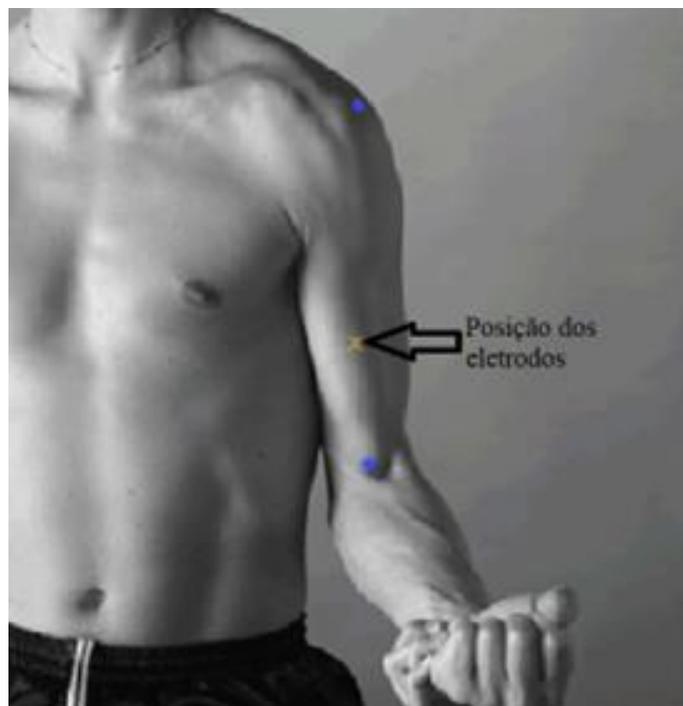
O presente estudo tem como finalidade ser utilizado de uma forma geral na prática clínica e fisioterápica, contudo, para validação do protótipo e das medidas, o músculo que teve sua atividade monitorada pela EMG de superfície foi o BB, pela razão de o presente estudo se restringir a apenas um canal de medição EMG e de o músculo apresentar, conforme os estudos de Quittmann e colaboradores (2020) e

Smith e colaboradores (2008), uma maior atividade EMG registrada durante a execução do movimento no cicloergômetro.

Conforme os protocolos da SENIAM (2020), antes de realizar a medição da EMG, é necessário fazer uma preparação da pele para reduzir a impedância pele/eletrodo e assim obter uma melhor aquisição do sinal. Para isso, será realizada a limpeza da região com álcool, aguardando-se a evaporação do mesmo antes do processo de aquisição.

Como configuração do eletrodo, optou-se pelo formato bipolar, na qual dois eletrodos são utilizados para aquisição do sinal e um para referência. Para isso, o eletrodo de espuma 2223BRQ da marca 3M foi utilizado para o experimento, tendo dimensões de 4,5 x 3,8 cm, dorso de espuma, gel condutivo para melhor condução com a pele, adesivo acrílico hipoalergênico, pino de aço inoxidável e contrapino de Cloreto de Prata (AgCl). A SENIAM (2020) recomenda o posicionamento dos eletrodos para o BB na região da figura 15.

Figura 15 – Posição do eletrodo conforme SENIAM.



Fonte: Adaptado de SENIAM (2020).

São também elencados o sequenciamento do protocolo de posicionamento dos eletrodos com relação a anatomia do músculo e funções, conforme tabela 1.

Tabela 1 – Protocolo de Posicionamento dos Eletrodos

Músculo	
Nome	Bíceps braquial
Subdivisão	Cabeça curta e cabeça longa
Anatomia Muscular	
Origem	Cabeça curta: ápice do processo coracoide da escápula. Cabeça longa: Tubérculo supraglenoide da escápula.
Inserção	Tuberosidade do rádio e aponeurose do bíceps braquial (lacertus fibrosus).
Recomendação de procedimento do posicionamento do eletrodo	
Postura Inicial	Sentado em uma cadeira com o cotovelo flexionado em ângulo reto e o lado dorsal do antebraço em posição horizontal para baixo.
Tamanho do eletrodo	Tamanho máximo na direção das fibras musculares: 10 mm.
Distância do eletrodo	20 mm
Localização	Os eletrodos precisam ser colocados na linha entre o acrômio medial e o cúbito da fossa a 1/3 do côvado da fossa.
Orientação	Na direção da linha entre o acrômio e o cúbito da fossa.
Fixação com a pele	(Dupla face) fita/anéis ou elástico.
Eletrodo de referência	No/ao redor do pulso.

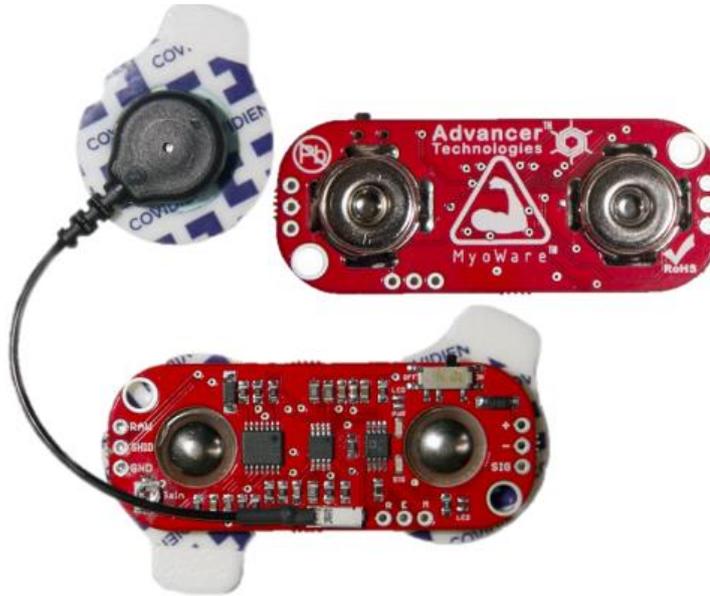
Fonte: Adaptado de SENIAM (2020).

Ou seja, o usuário teve os eletrodos posicionados na região central do BB respeitando a direção das fibras musculares, tendo uma distância entre eles de 20mm. O eletrodo de referência foi posicionado no pulso.

### 3.4 AQUISIÇÃO E TRATAMENTO DO SINAL EMG

Para a aquisição do sinal EMG foi utilizada a plataforma educacional MyoWare Muscle Sensor 1 desenvolvida pela Sparkfun Electronics. O sensor é projetado para coletar sinais mioelétricos de um único canal bipolar, com ganho ajustável e pads integrados para eletrodos de referência e sinais de ativação muscular. Oferece duas opções de saída: bruto (*raw*) ou pré-processado (amplificação + retificação + integração). A Figura 16 mostra o sensor usado.

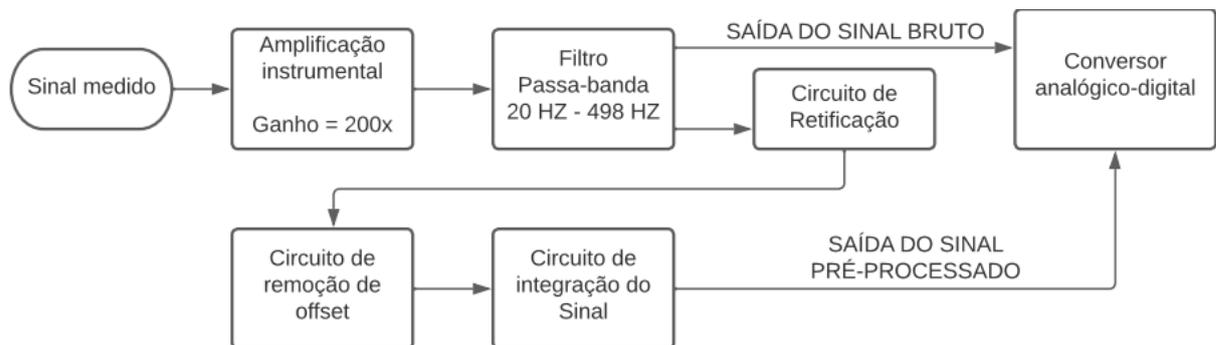
Figura 16 – Myoware Muscle Sensor.



Fonte: Sparkfun (2015).

O sinal EMG em estado bruto, para que possa ser utilizado em análises, deve ser amplificado, retificado e filtrado para posteriormente manda-lo para o conversor analógico/digital e grava-lo. Portanto, para o tratamento do sinal foi escolhida a porta de saída pré-processada da plataforma MyoWare, ou seja, a retificação, amplificação e integração do sinal foram realizadas diretamente na plataforma, conforme Figura 17.

Figura 17 – Esquemático de Tratamento de Sinal

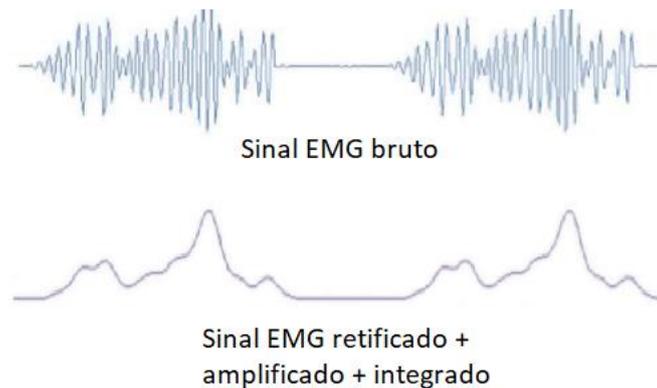


Fonte: Adaptado de Sparkfun.com

Seguindo os passos do processamento do sinal, pode-se notar que o sinal bruto coletado pelos eletrodos é primeiro amplificado em 200x para depois passar por um

filtro passa-banda de 20 Hz - 498 Hz, estando de acordo com as recomendações da SENIAM (2020). Depois com a escolha da saída do sinal pré-processado, o sinal é retificado e integrado para que possa ser lido pelo conversor analógico/digital (ADC), no caso um Arduino UNO. Pode-se visualizar o tratamento do sinal na figura 18.

Figura 18 – Entrada e Saída do Sinal EMG.



Fonte: Adaptado de Sparkfun (2015).

Para investigar se o sinal coletado pelo sensor apresenta comportamento adequado, foram realizados testes para verificar se as informações do fabricante sobre a saída do sinal pré-processado condizem com as recomendações da SENIAM. Para isso, foram realizadas análises através da transformada rápida de Fourier (FFT) para detectar se o espectro do sinal amostrado apresenta frequências entre 20 Hz – 498 Hz.

As entradas analógicas do Arduino apresentam uma resolução de 10 bits ( $2^{10} = 1024$ ) e a plataforma Myoware transmite a informação do sinal miográfico em uma saída analógica de 10 bits. Ou seja, todo sinal que está sendo enviado estará sendo lido pelo Arduino. Sendo assim, é respeitado o teorema de Nyquist, pois no intervalo de um segundo a plataforma microprocessada está lendo 1023 pontos de informação por segundo, ou seja, mais que o dobro da frequência máxima do sinal que é de 500Hz.

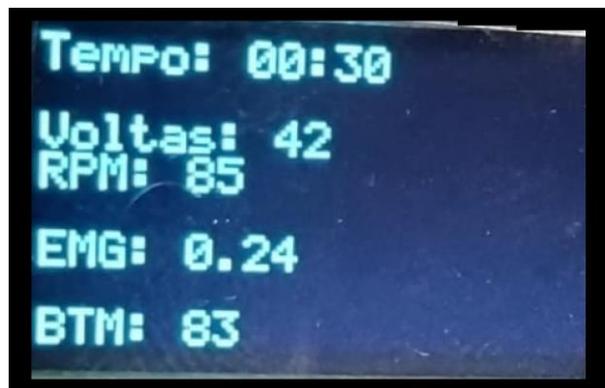
A Sparkun disponibiliza diversos complementos (*Shields*) para o sensor Myoware. Para auxiliar no posicionamento dos eletrodos, foi utilizado o *Shield Cable Sensor* que ao invés de os eletrodos serem posicionados diretamente na plataforma Myoware, eles são posicionados por meio de cabos com uma maior extensão.

### 3.5 APRESENTAÇÃO E ARMAZENAMENTO DOS DADOS

Como recurso de armazenamento e processamento dos dados medidos foi empregada a plataforma Arduino UNO, contando com portas digitais e analógicas que podem ser utilizadas para coleta de dados proveniente dos sensores. Os dados e sinais coletados nesse estudo foram reunidos e apresentados a partir da plataforma Arduino UNO que virá a executar a leitura dos dados para posteriormente enviá-los para o computador por meio do cabo de alimentação/comunicação. O computador, por sua vez, realiza os algoritmos de manipulação e processamento dos sinais a partir do MATLAB.

Um display OLED foi utilizado como interface com o usuário, na qual informações como: RPM, tempo, voltas realizadas, frequência cardíaca e sinal EMG (amplitude em V) foram apresentados. O display escolhido tem uma resolução de pixels de 128x60, tendo 0,96 polegadas e com luz própria em amarelo e azul. Todas informações serão exibidas na tela em tempo real enquanto o usuário realiza a atividade no cicloergômetro.

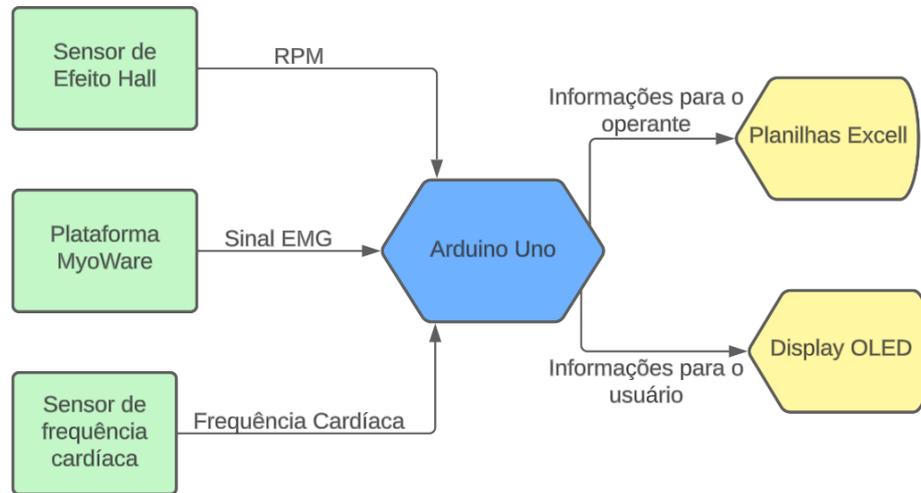
Figura 19 – Display OLED



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

Para a determinação da atividade e fadiga muscular, o operante precisa ter as informações armazenadas em um meio digital para que possa realizar as análises necessárias. Uma vez coletado os sinais EMG e de frequência cardíaca, esses serão transferidos para planilhas de processamento de dados que posteriormente serão analisadas e processadas conforme os protocolos de determinação de atividade e fadiga muscular. O esquemático do sistema se encontra na Figura 20.

Figura 20 – Esquemático da apresentação das informações



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

### 3.6 DETERMINAR ATIVAÇÃO E FADIGA MUSCULAR

Para a determinar a ativação e a fadiga muscular, alguns protocolos foram seguidos para a aquisição do sinal EMG. No caso da ativação muscular, a modulação do sinal é feita a partir do RMS, conforme (3). Após a preparação da pele e do posicionamento correto dos eletrodos no músculo, é necessário também coletar o sinal da contração máxima voluntária (CMV). Para a realização da CMV o usuário foi posicionado sentado com o braço estabilizado sobre uma superfície com as articulações do cotovelo e ombro a 90° de flexão. A figura 21 demonstra a posição adotada para realização da CMV do músculo BB. A resistência foi realizada por um elástico extensor de 18,15 Kg.

Figura 21 – Posição para CMV.



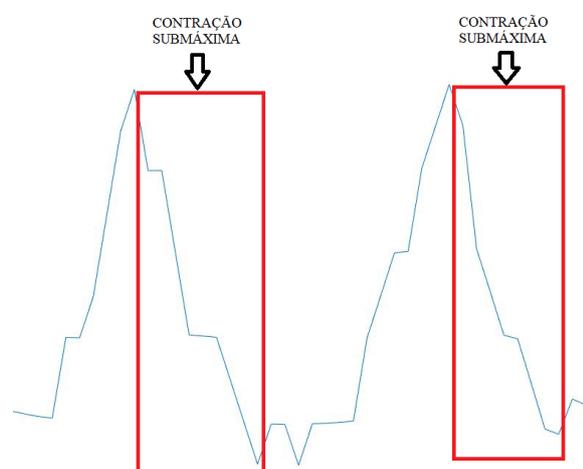
Fonte: Konrad (2005).

Foram realizadas três CMVs com duração de 15 segundos no total. O operante da plataforma então, seleciona o  $RMS_{m\acute{a}x}$  registrado, para depois, compará-lo com a  $RMS_{tarefa}$ , em questão a atividade no cicloergômetro e assim determinar a ativação muscular, a partir de (5).

No caso da fadiga muscular, foi necessário trabalhar o sinal EMG no domínio da frequência. Portanto, a partir de algoritmos do MATLAB foi feita a TFF em que os sinais foram apresentados no domínio da frequência. O passo a passo da determinação pode ser descrito como:

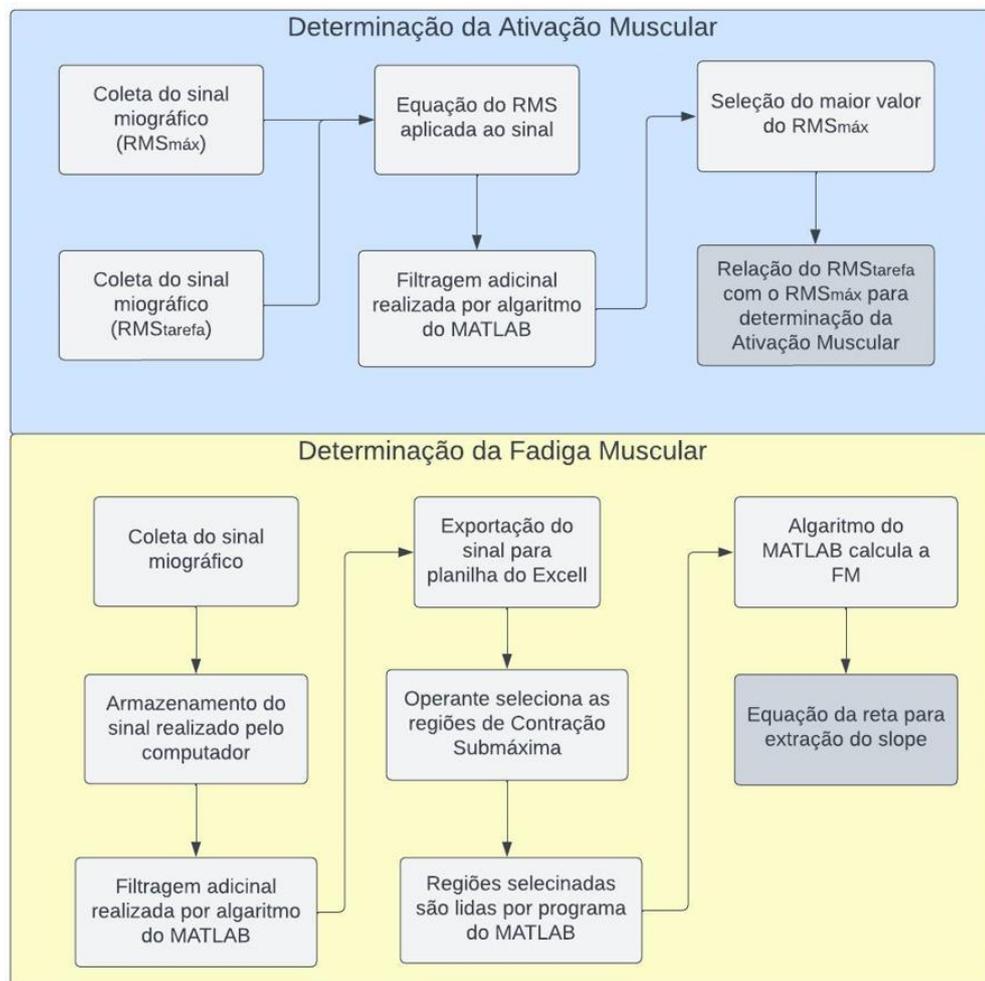
1. seleção da postura para a avaliação clínica;
2. definição do tempo, 60 segundos;
3. seguir a padronização de coleta de dados com EMG (tabela 3);
4. coleta do sinal realizada pelo sensor/Arduino UNO;
5. filtragem do sinal coletado por meio de algoritmos do MATLAB;
6. Disposição do sinal em planilhas do Excel para que o profissional possa selecionar o intervalo de sinais de interesse para análise. Foram selecionados no sinal os pontos em que acontecem a contração submáxima que são as regiões de declive após um pico de sinal (Fig. 22);
7. Algoritmo do MATLAB determina a FM do sinal selecionado;
8. realização um gráfico de regressão linear, no Excel, em duas colunas (FM e tempo), entre os valores EMG da FM e o tempo, em segundos;
9. determinar a equação da relação FM/tempo, extraindo o *slope* como indicador da porcentagem de fadiga.

Figura 22 – Contração Submáxima.



Seguindo esses passos, o profissional poderá selecionar o sinal e obter o slope para determinar a fadiga muscular. O sensor Myoware e o Arduino UNO atuaram na fase de coleta e comunicação dos sinais com o computador, uma vez com os sinais armazenados, o operante executou todos os passos por meio do computador. Os procedimentos para determinação da ativação e fadiga muscular podem ser resumidos conforme a figura 23.

Figura 23 – Esquemático da Determinação da Ativação e Fadiga Muscular.



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

Com o uso dos protocolos descritos, é esperado que a ativação muscular se apresente maior conforme o aumento de carga no cicloergômetro e que o músculo sofra de fadiga mais rapidamente (slope maior), também com o aumento de carga.

## 4 RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados adquiridos e as avaliações realizadas com o sistema de aquisição de biosinais. Inicia-se com a avaliação dos sensores de frequência cardíaca e de efeito Hall. Na sequência foi analisado e normalizado o sinal EMG medido pelo Myoware e conclui-se com os testes de determinação de Ativação e Fadiga Muscular. A Figura 24 apresenta o cicloergômetro adaptado para o sistema de aquisição dos biosinais.

Figura 24 – Protótipo desenvolvido.

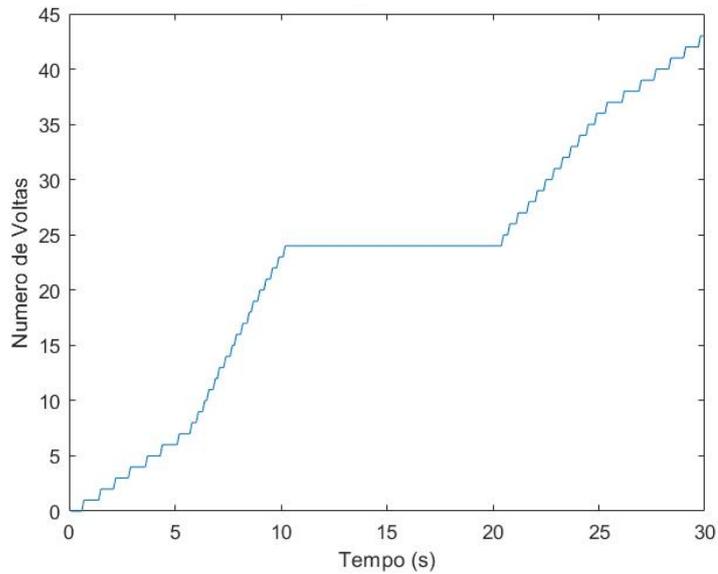


Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

### 4.1 AVALIAÇÃO DO SENSOR DE EFEITO HALL E DE FREQUÊNCIA CARDÍACA

A avaliação do sensor de efeito Hall que foi utilizado para o sistema de medição de rotações por minuto (RPM) foi feita através de um teste, no qual um usuário realizou a atividade no cicloergômetro durante 30 segundos. O sensor de efeito Hall detectou a passagem dos ímãs instalados na roda interna do cicloergômetro e em cada volta executada pelo usuário contabilizou uma volta no sistema (Fig. 25).

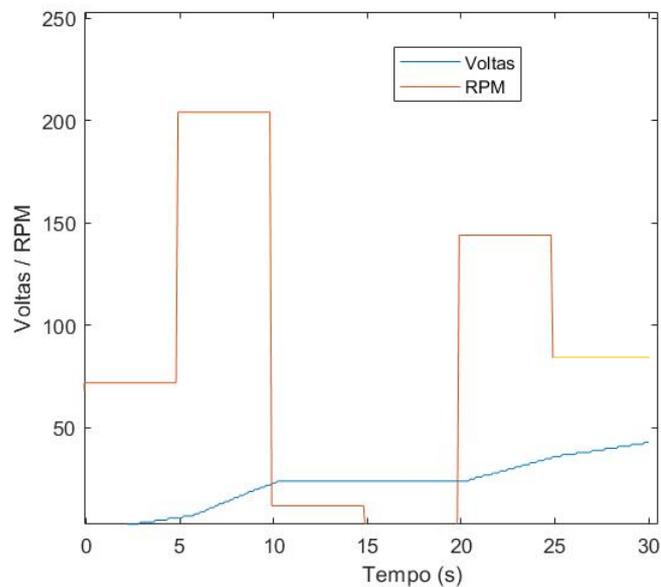
Figura 25 – Teste com Contagem de Voltas.



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

Com o intuito de validar a estimativa de RPM, o usuário ao longo do teste foi alterando a marcha do pedal, em determinados momentos foi feita a pausa total do movimento. A RPM foi calculada em intervalos de 5 segundos. Com isso, é observado na figura 26 a RPM calculada e verificado que nos momentos em que houve um aumento na velocidade de contagem de voltas, ocorreu também um aumento da RPM e nos intervalos de tempo que não aconteceu movimentação também não teve RPM.

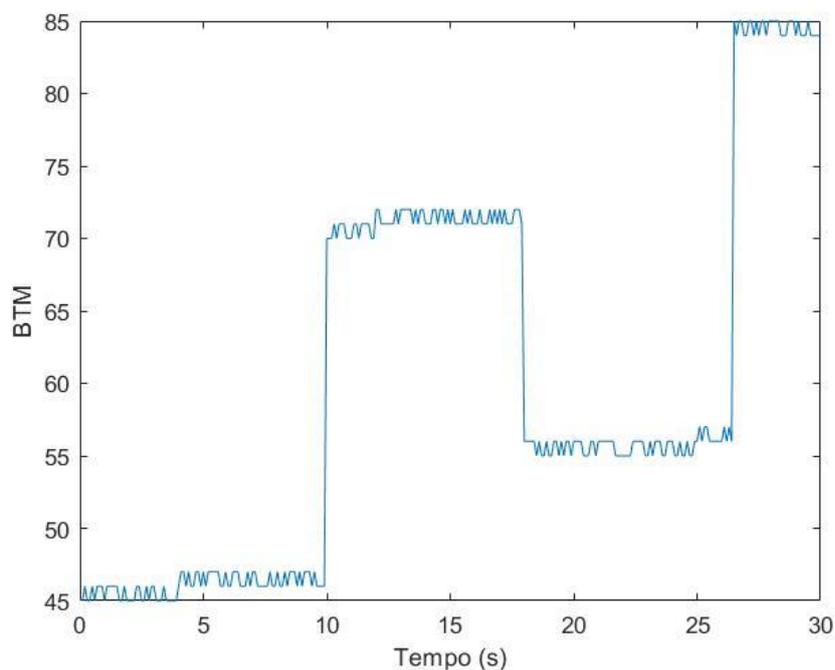
Figura 26 – Teste com Cálculo de RPM.



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

Como teste para o sensor de frequência cardíaca, um usuário utilizou o sensor no lóbulo da orelha e teve a atividade cardíaca monitorada durante 30 segundos. O sensor de frequência cardíaca durante os testes mostrou-se pouco confiável e aplicável para utilização em avaliações clínicas. Como pode-se visualizar na figura 27, o sensor apresenta muitas variações de medidas não condizentes com o esperado, pois o usuário ficou em repouso durante sua utilização.

Figura 27 – Teste com Estimação de BTM.



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

O sensor de frequência cardíaca utilizado tem, como descrito pelo fabricante, fins pedagógicos. Conforme avaliações de usuários<sup>5</sup>, respostas semelhantes foram encontradas. Caso o sensor estivesse apresentando dados fiáveis, a informação dos BTM poderia ser utilizada pelo profissional da saúde para relacionar o esforço cardiorrespiratório do paciente com o esforço muscular, medido pela EMG, para ter mais um parâmetro na avaliação clínica.

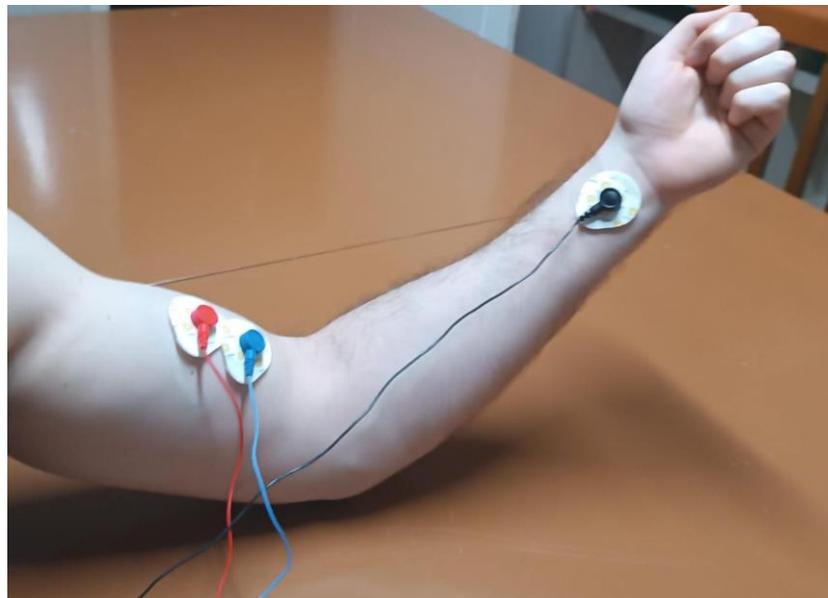
---

<sup>5</sup> Discussões podem ser encontradas no blog: <https://www.makehero.com/blog/aprenda-usar-o-sensor-de-frequencia-cardiaca/>

## 4.2 AVALIAÇÃO DO SINAL EMG

Com o propósito de avaliar e adequar o sinal EMG, medido pela plataforma Myoware, para os critérios exigidos pela SENIAM, foram realizados testes, no qual, foram medidos o sinal EMG do bíceps braquial (BB) pela saída pré-processada do sensor. Os eletrodos de configuração bipolar foram dispostos na região central do BB, enquanto o eletrodo de referência foi colocado na porção frontal do punho, conforme protocolos já apresentados (Fig.28).

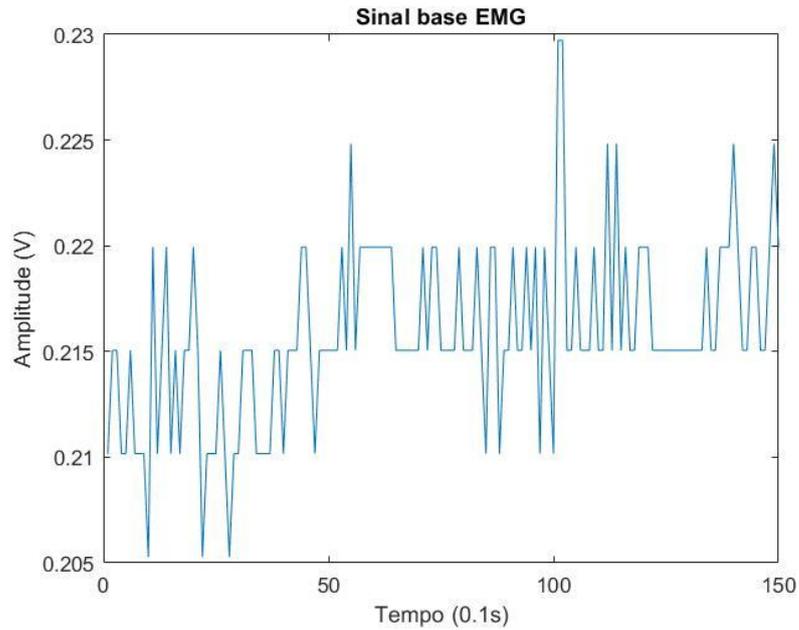
Figura 28 – Posicionamento dos eletrodos durante testes.



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

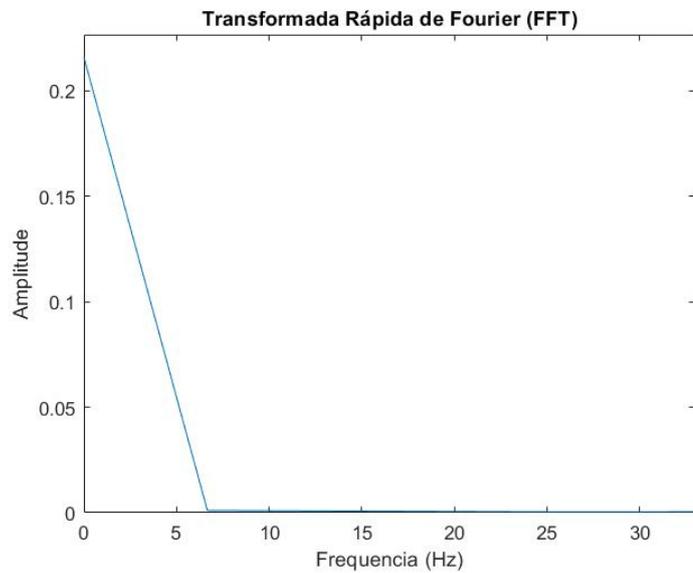
O primeiro passo para a normalização do sinal é o estudo do sinal base EMG, que consiste em medir o sinal EMG enquanto o músculo se encontra em repouso. Para isso, o braço ficou repousado e estendido sobre uma mesa em que durante quinze segundos o sinal EMG foi coletado. Conforme foi medido, o sinal de base apresentou uma amplitude média de 0,216 V (Fíg. 29). A fim de compreender a natureza desse sinal, o sinal coletado no domínio do tempo foi convertido para o domínio da frequência através da Transformada Rápida de Fourier (FFT) realizada através de algoritmos do MATLAB, com isso, foi possível constatar que o sinal de base se encontra em frequências entre 0 Hz a 7 Hz (Fig. 30).

Figura 29 – Sinal de base coletado



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

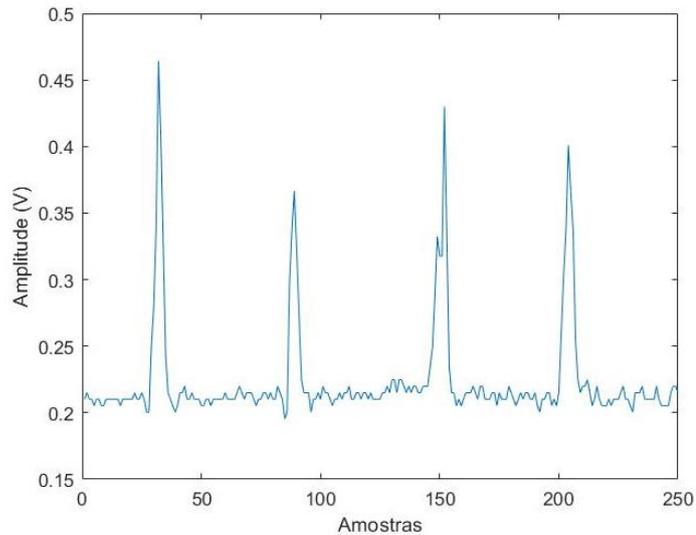
Figura 30 – FFT do sinal de base



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

Com o sinal de base já estimado, foram realizados quatro movimentos voluntários de contração/flexão com o braço apoiado sobre uma mesa enquanto o sinal EMG foi coletado. Pode-se visualizar na figura 31 os momentos em que os movimentos foram executados, apresentando um ganho de amplitude durante a contração do músculo e uma queda até o sinal de base durante a flexão.

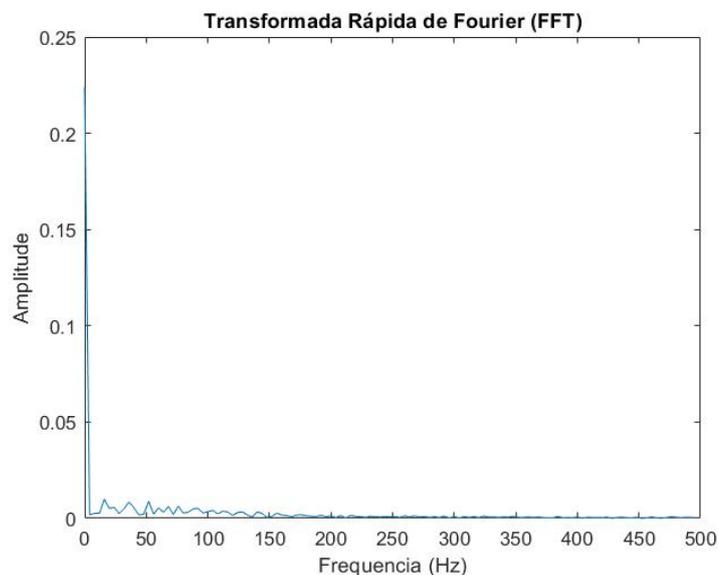
Figura 31 – Sinal EMG de Teste



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

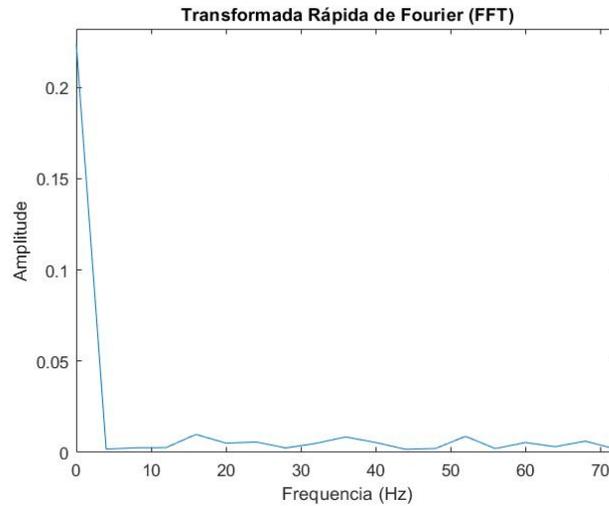
Posteriormente, o sinal coletado foi convertido para o domínio da frequência, através da FFT, com a finalidade de investigar se o sinal se encontra nas recomendações de faixa de frequência da SENIAM (entre 20 Hz e 500 Hz). Como é possível visualizar nas figuras 32 e 33, os sinais coletados apresentam uma maior amplitude nas regiões de baixa frequência, tendo o sinal cessado na casa dos 500 Hz. Portanto, pode-se concluir que as promessas do fabricante quanto a filtragem do sinal não é totalmente real, pela presença de sinais abaixo dos 20 Hz, possivelmente oriundos do sinal de base.

Figura 32 – FFT do Sinal de Teste



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

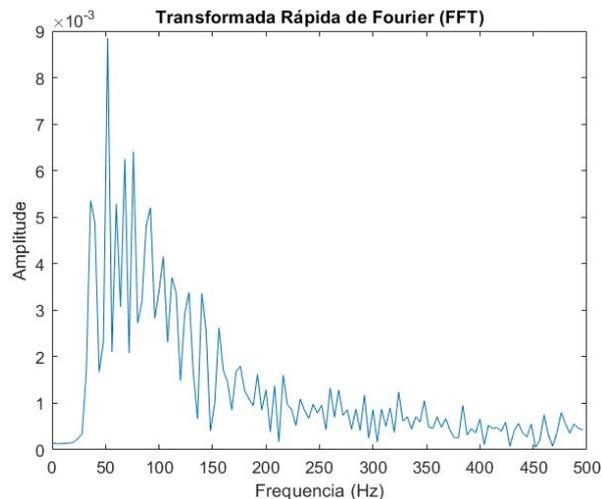
Figura 33 – Sinal da Figura 32 ampliado



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

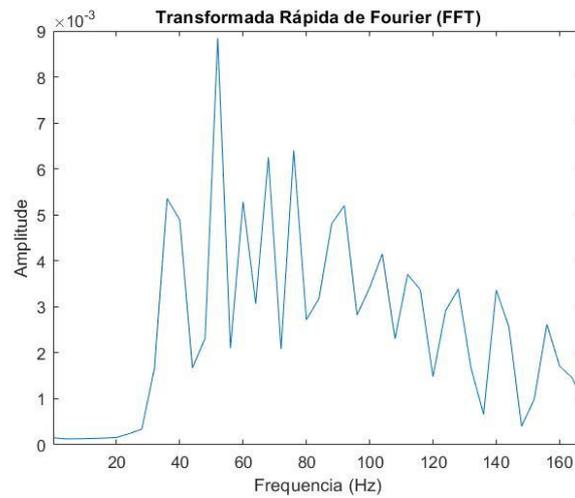
Como previamente discutido no capítulo 3.4, caso o sinal não se adequasse aos padrões da SENIAM, filtros adicionais seriam colocados para se obter um sinal normalizado. Com o uso de um filtro digital passa-alta de quarta ordem, desenvolvido no MATLAB, em que se realizou o processamento do sinal após coleta, conseguiu-se obter uma resposta em que as frequências inferiores a 20 Hz fossem quase totalmente atenuadas, conforme pode-se visualizar nas figuras 34 e 35. Outro ponto, é que a frequência de 60 Hz que possivelmente proviria da rede não apresenta valor anômalo, portanto, estando conforme a bibliografia recomenda, da não utilização de filtragem do sinal de rede para EMG.

Figura 34 – FFT do Sinal Filtrado



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

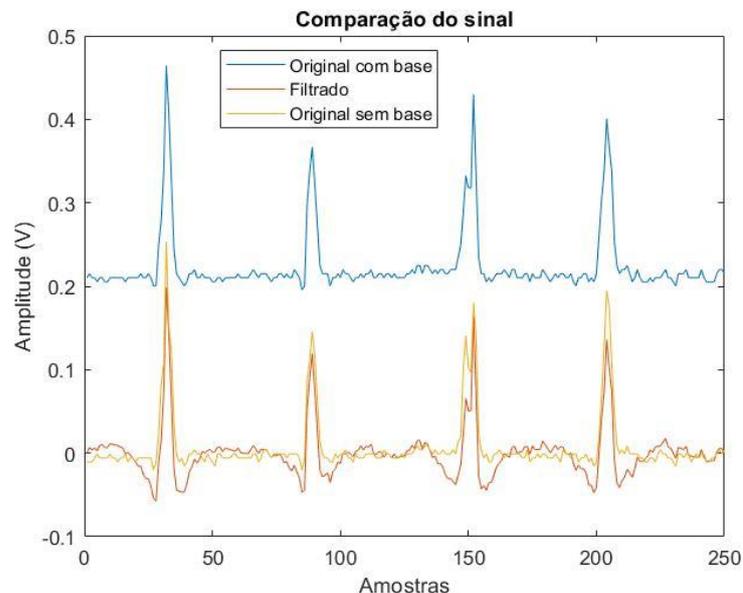
Figura 35 – Sinal da Figura 34 ampliado



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

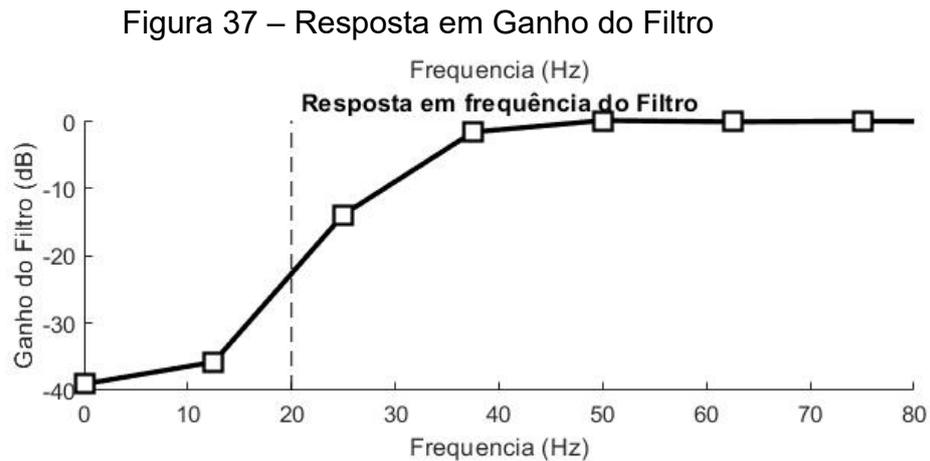
Uma vez estando o sinal filtrado cabe analisa-lo no domínio do tempo. Para isso, uma vez levantada a hipótese que os sinais de baixa frequências proviriam do sinal de base, foi feita uma comparação tripla em que o sinal original (SO), o sinal filtrado (SF) e o sinal original com o sinal de base subtraído (SOBS) foram analisados (Fig. 36). O SOBS apresenta um deslocamento do eixo Y na ordem do sinal médio de base apresentado anteriormente, de 0,216V, em comparação com o SO. O SF apresenta um comportamento semelhante aos outros dois, porém com diferenças de amplitude, tendo menor diferença com o SOBS.

Figura 36 – Comparação entre os Sinais.



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

Com isso, pode-se perceber que as frequências de baixa amplitude majoritariamente eram oriundas do sinal de base. Uma explicação para a diferença de amplitude do sinal do SOBS e do SF é que o filtro em questão contém um ganho negativo de amplitude (Fig. 37). Em síntese, o filtro manteve quase que totalmente o comportamento do sinal, somente alterando a ordem da amplitude do mesmo.



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

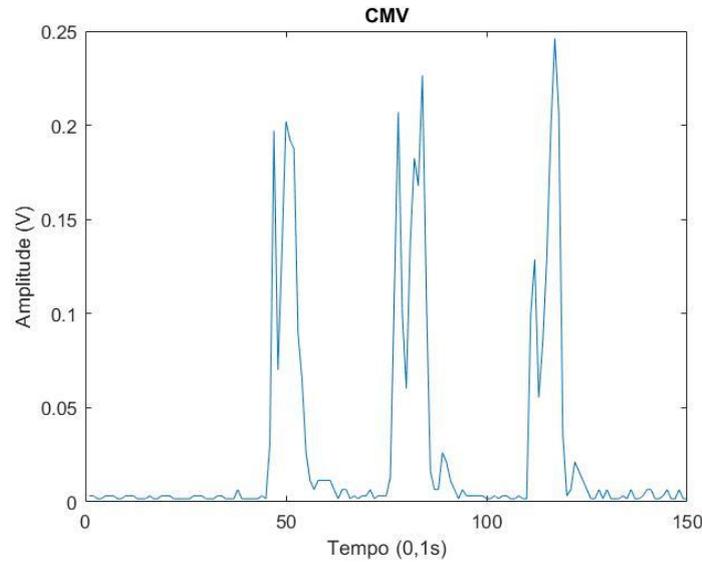
#### 4.3 TESTES PARA DETERMINAÇÃO DA ATIVAÇÃO MUSCULAR

Para a determinação da ativação muscular, alguns parâmetros básicos foram seguidos. Primeiramente os protocolos de preparação da pele e posicionamento dos eletrodos foram usados, conforme discutido nos capítulos anteriores. Posteriormente, em relação ao tratamento do sinal EMG, foi executada a filtragem vista anteriormente, não obstante, o sinal também teve que ser submetido a fórmula de Root Mean Square (RMS), executada no MATLAB, conforme (4).

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (4)$$

O primeiro passo para determinar a ativação muscular é a aquisição da Contração Voluntária Máxima (CMV), essa foi feita com a execução de três contrações a partir de um elástico extensor. O sinal coletado ( $RMS_{\max}$ ) está apresentado na figura 38, em que o maior valor coletado foi de 0,246 V, sendo este o utilizado para determinar a ativação.

Figura 38 – CMV coletada.



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

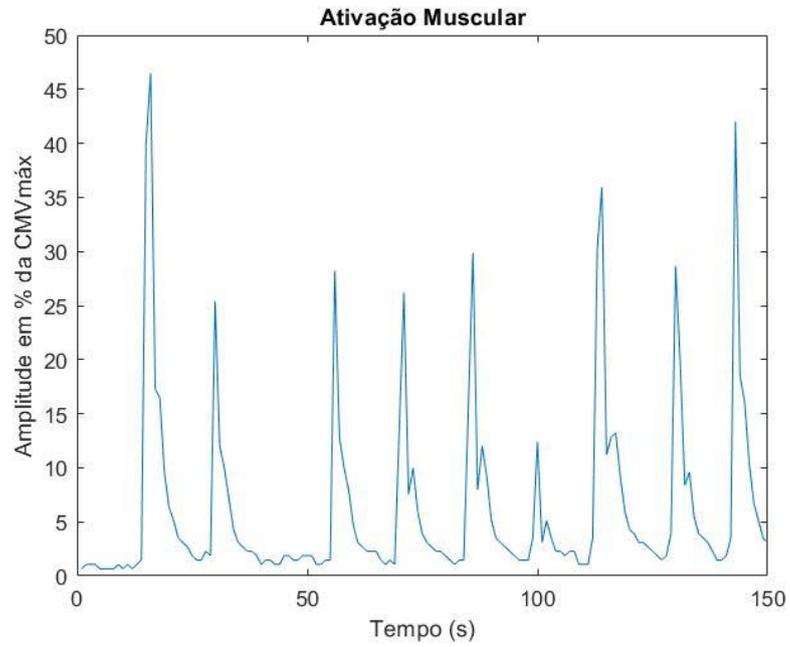
Após a coleta do CMV, a determinação da ativação muscular durante a execução do cicloergômetro foi avaliada a partir de (5), tendo um tempo de coleta de 15 segundos, enquanto o usuário executava a atividade no cicloergômetro, mantendo uma velocidade constante. Com a intenção de criar um parâmetro para a ativação muscular durante o uso do cicloergômetro, testes foram realizados, no qual, três níveis de cargas foram analisados. O cicloergômetro com carga nula, carga intermediária e carga máxima. Para cada nível de carga foram executados três testes.

$$\%Ativação\ Muscular = \frac{RMStarefa}{RMSmáx} \times 100\% \quad (5)$$

A seguir são apresentados os resultados de cada teste<sup>6</sup> (Fig. 39, Fig. 40 e Fig. 41), conforme o nível de carga. Foram calculados os valores máximos e médios de ativação, em que os valores abaixo de 5% foram rejeitados a fim de selecionar somente o sinal EMG durante a execução do exercício.

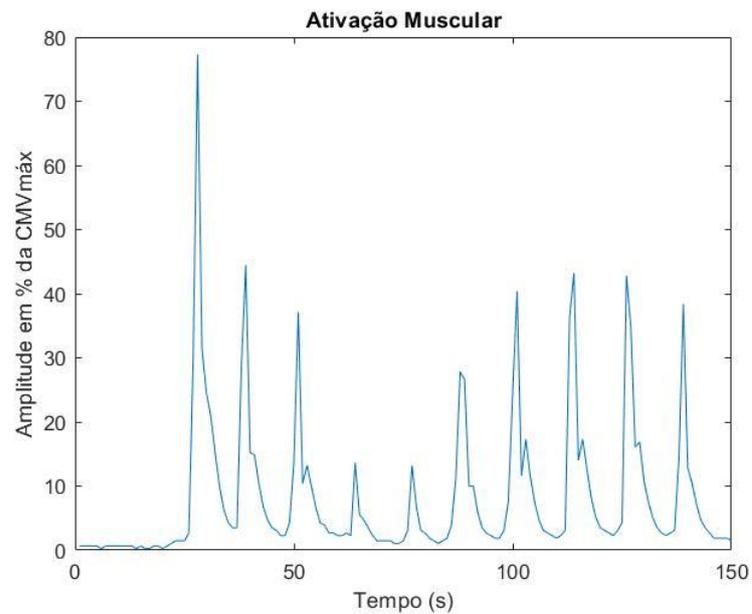
<sup>6</sup> Os testes apresentados são referentes a primeira amostragem, encontram-se as demais no apêndice A

Figura 39 – Ativação Muscular – Carga Nula (Teste 1)



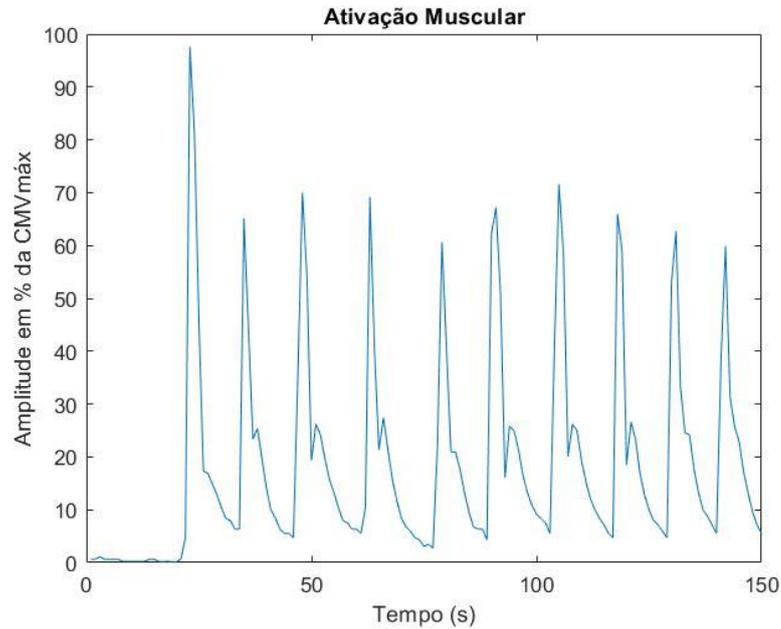
Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

Figura 40 – Ativação Muscular – Carga Intermediária (Teste 1)



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

Figura 41 – Ativação Muscular – Carga Máxima (Teste 1)



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

Conforme o esperado, a ativação muscular com o cicloergômetro com carga nula obteve menores valores médios e máximos (Tabela 2), para os níveis intermediários houve um acréscimo nos valores e para o nível de carga máxima obteve-se os maiores valores. Pode-se notar que o maior valor registrado em cada nível de carga ocorreu no primeiro ciclo, pelo fato que o primeiro ciclo é o que tira o cicloergômetro da inércia, assim exigindo uma maior força do usuário.

Tabela 2 – Resultados dos Testes de Ativação Muscular

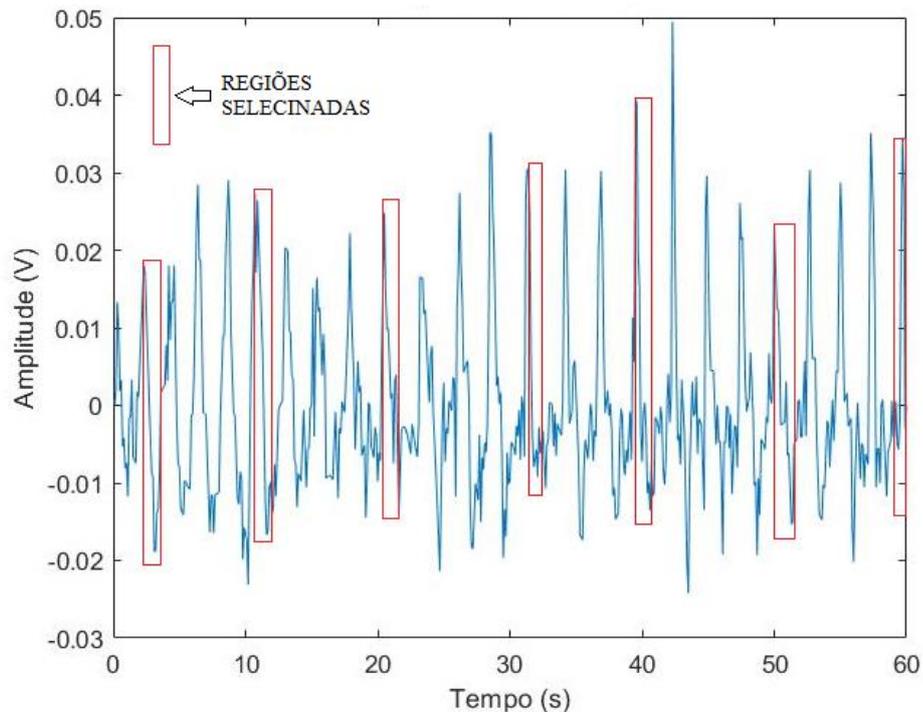
Testes de Ativação Muscular						
N. Teste	Carga Nula		Carga Média		Carga Máxima	
	Média (%)	Máximo (%)	Média (%)	Máximo (%)	Média (%)	Máximo (%)
1	16,2	70,8	18,78	77,29	21,88	97,56
2	17	46,47	18,9	74,05	20,05	80,94
3	17,01	59,05	19,8	68,37	23,61	82,97
Valores médios	16,74	58,77	19,16	73,24	21,85	87,16
Desvio Padrão	0,46	12,17	0,56	4,52	1,78	9,07

Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

#### 4.4 TESTES PARA DETERMINAÇÃO DA FADIGA MUSCULAR.

A aquisição do sinal EMG para determinação da fadiga muscular foi feita a partir dos protocolos listados no capítulo 3.6, em que a atividade miográfica do BB foi monitorada por 60 segundos durante a execução do movimento com os braços no cicloergômetro. Uma vez o sinal coletado e filtrado, foi feita a exportação do mesmo para uma planilha, na qual, foi feita a seleção das regiões de contração submáxima aproximadamente a cada 10 segundos (Fig. 42).

Figura 42 – Seleção das janelas de Contração Submáxima

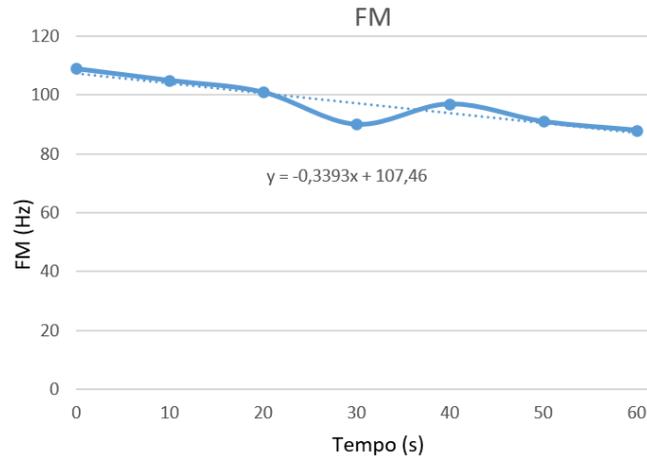


Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

Com as regiões de contração submáximas selecionadas, foi calculado a frequência mediana (FM) pelo MATLAB. Após, foi traçado um gráfico, em que a FM foi relacionada ao tempo em que ocorreu e assim uma linha de tendência foi determinada.

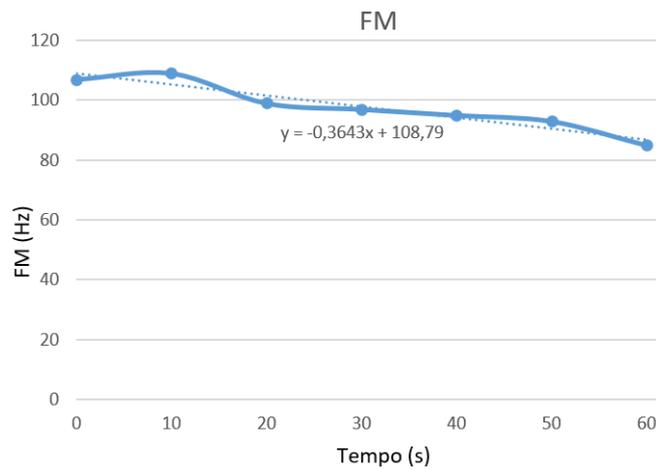
Para fazer um paralelo entre os valores de slope da curva, três níveis de carga do cicloergômetro foram utilizados para os testes. Um com carga nula, um com carga intermediária e outra com carga máxima. A seguir são apresentadas as curvas das FMs para cada teste.

Figura 43 – Curva da FM – Carga Nula



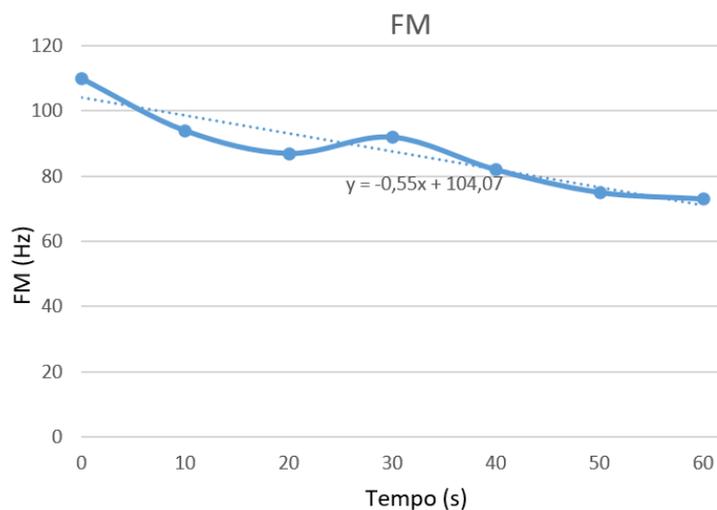
Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

Figura 44 – Curva da FM – Carga Intermediária



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

Figura 45 – Curva da FM – Carga Máxima



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

Como é possível visualizar na figura 43, no início da execução da atividade a FM era de 109 Hz, após 60 segundos a FM ficou em 88 Hz, demonstrando então, uma tendência de queda, representada pelo slope de -0,3393 da equação da curva. Na tabela 3 estão representados os resultados para os três testes, mostrando a FM inicial e final e o slope de cada curva. É possível observar que com o aumento de carga houve um aumento do slope, principalmente entre a carga nula e máxima. A carga intermediária quase não apresentou diferenças com a carga nula.

Tabela 3 – Resultados dos Testes de Fadiga Muscular

Testes de Fadiga Muscular			
Carga	FM inicial	FM final	Slope
Nula	109	88	-0,3393
Intermediária	107	85	-0,3643
Máxima	110	73	-0,55

Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Dentro da fisioterapia, a eletromiografia de superfície vem se mostrando uma importante ferramenta para se obter informações quantitativas em relação ao diagnóstico de distúrbios musculoesqueléticos ou avaliação de pacientes submetidos a tratamentos. Em consonância, o uso do cicloergômetro para membros superiores, como demonstra a bibliografia, também é um grande aliado para o tratamento fisioterápico.

Baseado nesse contexto, o trabalho apresentado teve como objetivo o desenvolvimento de um cicloergômetro para membros superiores com um sistema integrado de coleta de biosinais. Para isso, se fez a utilização do sensor de efeito Hall para coleta das RPM, do sensor de frequência para coleta dos batimentos por minuto e da plataforma Myoware para coleta e pré-processamento do sinal EMG. Todos os sensores enviam suas informações para o microcontrolador Arduino UNO, que por sua vez, apresenta as informações tanto para o usuário, quanto para o profissional.

O sinal EMG para ser utilizado para análises clínicas deve estar de acordo com as recomendações da SENIAM. Com isso, os testes de caracterização do sinal demonstraram que a plataforma Myoware apresentou resultados semelhantes aos descritos na literatura, contudo, observou-se que a plataforma não estava filtrando o sinal de base. Para corrigir isso, foi feito um pós-processamento do sinal, em que o sinal coletado foi filtrado por um filtro digital e assim obteve-se um sinal que ficou de acordo com as instruções da SENIAM.

A determinação da ativação muscular realizada através do uso do cicloergômetro demonstrou estar de acordo com os resultados esperados, obteve-se maiores valores da  $RMS_{\text{tarefa}}$  nos níveis de carga elevado e menores valores no nível de carga nula. Com isso, pode-se afirmar que o sistema poderá ser utilizado para o meio clínico como uma forma de avaliar o desempenho do paciente durante o período de tratamento.

Como visto, a fadiga muscular é calculada através da equação da curva da frequência mediana ao longo do tempo. Nos testes obteve-se respostas condizentes com o nível de carga, tendo um *slope* maior na carga máxima e um *slope* menor na carga nula. Contudo, na parte de seleção da contração submáxima encontrou-se dificuldades para achar valores propícios para análise, pois o Arduino UNO não teve

capacidade de aquisição do sinal EMG para formar uma curva de contração submáxima suave.

O desenvolvimento de contagem de RPM pelo sensor de efeito Hall se mostrou confiável, conforme demonstrado nos testes. Porém, o sensor de frequência cardíaca, para determinação dos BTM, não demonstrou resultados satisfatórios para análises clínicas, apresentando muitas variações de intensidade durante os testes. O modelo do sensor utilizado tem como finalidade educacional, não sendo recomendado para uso profissional.

Dessa forma, o sistema integrou todas as informações coletadas em uma plataforma para que o profissional da fisioterapia possa fazer diagnósticos e avaliações. Entretanto, algumas melhorias podem ser adicionadas ao sistema. Em primeiro lugar é o modelo do cicloergômetro, o cicloergômetro utilizado contém um sistema de frenagem mecânica com regulagem de carga manual. Existem modelos com frenagem magnética, em que o nível da carga é controlado digitalmente e obtendo-se assim uma maior objetividade nas análises e até mesurar pela plataforma o nível da carga.

Outra melhoria seria a aquisição de um sensor de frequência cardíaca profissional que possa ser integrado ao sistema e vir a ser utilizado de forma confiável. Também poderia ser utilizado um microcontrolador com mais capacidade de processamento de dados para que o sinal EMG apresente maior resolução. Ademais, sugere-se a disponibilização do sistema para profissionais da fisioterapia para que possam dar seu feedback e propor melhorias.

## REFERÊNCIAS

ALBUQUERQUE, F. L. S., Sousa, A. E. M. de, Agostinho, C. N. L. F., Gonçalves, J. R. dos S., Pimentel, M. I. C., Silva, V. T. da, Torres, M. A. O., & Vasconcelos, H. C. A. de. (2020). **Obesidade abdominal como fator de risco para doenças cardiovasculares / Abdominal obesity as a risk factor for cardiovascular diseases**. *Brazilian Journal of Health Review*, 3(5), 14529–14536. <https://doi.org/10.34119/bjhrv3n5-248>

ANALOG DEVICES. **AD586 high precision 5V reference**, [S.l.], 2004. Disponível em: Acesso em: 05 jun. 2023.

BERGH, F.; Andrade, I. L.; Ferreira, P. **Ativação Muscular E Determinação Do Limiar De Fadiga Eletromiográfico Durante Teste de Carga Incremental em Cicloergômetro de Braço: Um Estudo Piloto**. *Revista Pesquisa em Fisioterapia*, v. 2, n. 1, 2012.

BOHANNON, R. W. **Adapting a bicycle ergometer for arm crank ergometry. Suggestion from the field**. *Physical therapy*, v. 66, n. 3, p. 362–363, 1986.

BORGES VM, Oliveira LRC, Peixoto E, Carvalho NAA. **Fisioterapia motora em pacientes adultos em terapia intensiva**. *Rev. Bras. Ter. Intensiva*. 2009; 21(4): 446-52.

CACPNRJ, P. **Monitor de taxa de pulso (BPM) usando Arduino e sensor de pulso**. Disponível em: <<https://capsistema.com.br/index.php/2021/02/03/monitor-de-taxa-de-pulso-bpm-usando-arduino-e-sensor-de-pulso/>>. Acesso em: 12 jun. 2023.

DANTAS CM, Silva PFS, Siqueira FHT, Pinto RMF, Matias S, Maciel C, et al. **Influência da mobilização precoce na força muscular periférica e respiratória em pacientes críticos**. *Rev Bras Ter Intensiva*. 2012; 24(2): 73-8

DE LUCA CJ. **The use of surface electromyography in biomechanics.** J Appl Biomech. 1997;13(2):135-63

DELSYS. NEUROMUSCULAR RESEARCH CENTER. BOSTON UNIVERSITY. Disponível em: Acesso em: 05 jul 2023.

DICARLO, S.E.; SUPP, M.D.; TAYLOR, H.C. **Effect of Arm Ergometry Training on Physical Work Capacity of Individuals with Spinal Cord Injuries.**Physical Therapy. v.63, n.7, p.1104- 1107, July.1983.

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia.** São Paulo: Manole. 2000. FFT - Física Computacional. Disponível em: <<https://fiscomp.if.ufrgs.br/index.php/FFT>>. Acesso em: 9 jun. 2023.

FREITAS, P. E. DE. **Ergometria: conceitos para o clínico.** Rev Med Minas Gerais, v. 18, n. 1, ano 2008, p. 41–48.

GUIMARÃES, J.I. (coord); STEIN, R. (ed); VILAS-BOAS, F.(ed) et al. **Normatização de Técnicas e Equipamentos para a Realização de Exames em Ergometria e Ergoespirometria.** Arquivos Brasileiros de Cardiologia. v.80, n.4, p.458-464, abr.2003.

HALL JE. Guyton & Hall. **Tratado de Fisiologia Médica.** 13. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2017.

HAMILL, J.; Knutzen, M.; Nascimento, P. P. M. H. r. c. R. d. S. C. Timothy R. Derrick; [tradução Fernando Gomes do. **Bases biomecânicas do movimento humano.** 4. ed. [S.I.]: Manole, 2016.

III DIRETRIZES DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA SOBRE TESTE ERGOMÉTRICO. Arquivos brasileiros de cardiologia, v. 95, n. 5, p. 1–26, 2010.

KANG J, Chaloupka EC, Mastrangelo MA, Angelucci J. **Physiological responses to upper body exercise on an arm and a modified leg ergometer.** Med Sci Sports Exerc. 1999;31(10):1453-9.

KAWAMURA, Takao. **Avaliação da capacidade física e teste ergométrico.** Rev. Soc. Cardiol. Estado de São Paulo, São Paulo, ed. 11, ano 2001, p. 659-672.

KISS, M.A. **Esporte e Exercício: Avaliação e Prescrição.** São Paulo: Roca, 2003. 407p.

KONRAD, P. **The ABC of EMG A practical introduction to kinesiological electromyography.** 1. ed. [S.l.]: Noraxon INC. USA., 2005.

KURIKI HU, Pazzinato MF, Silva DO. **Eletromiografia na fisioterapia traumato-ortopédica.** In: Associação Brasileira de Fisioterapia Traumato-Ortopédica; Silva MF, Barbosa RI, organizadores. PROFISIO Programa de Atualização em Fisioterapia Traumato-Ortopédica: Ciclo 4. Porto Alegre: Artmed Panamericana; 2021. p. 129–60. (Sistema de Educação Continuada a Distância, v. 3).

LIMA, G.F., et al, **Aplicação de um Tacômetro Magnético no Monitoramento de Rotação utilizando Arduino,** 2021. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio Grande do Norte.

MARCHETTI PH, Duarte M. **Instrumentação em eletromiografia.** São Paulo: Universidade de São Paulo; 2006 [acesso em 2023 jun 05]. Disponível em: <http://ebm.ufabc.edu.br/publications/md/EMG.pdf>.

MERLETTI R, Hermens HJ. **Detection and conditioning of the surface EMG signal** Merletti R, Parker PJ, editors. Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications. Philadelphia: John Wiley & Sons; 2004. p. 107–31.

NEIVA, H. P., & Alexandre, J. C. (2016). **Bases fisiológicas e metabólicas da ergometria.** Revista Brasileira de Medicina do Esporte, 22(2), 160-166.

NISMITH, L. (2021). **Monopolar Versus Bipolar Electrodes: What's the Difference? The Balance Careers**. Disponível em: <https://www.thebalancecareers.com/monopolar-versus-bipolar-electrodes-4022938>. Acesso em: 20 Jul 2021.

NOVAIS, Denise Vilela. **Projeto e Construção de um Ergômetro para Cadeirantes**. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia/MG, 2010.

OPPENHEIM, Alan V.; SCHAFER, Ronald W. **Processamento em tempo discreto de sinais**. 3. ed. São Paulo: Pearson Education do Brasil, 2012.

PERTENCE JR, Antonio. **Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos**. 8. ed. Porto Alegre: Bookman, 2015.

PINHEIRO, Carlos Alberto Murari. **Sistemas de controles digitais e processamento de sinais: projetos, simulações e experiências de laboratório**. 1. ed. Rio de Janeiro: Interciência, 2017.

PIRES-NETO R.C., Kawaguchi Y.M.F., Hirota A.S., Fu C., Tanaka C., Caruso P., et al. **Very Early Passive Cycling Exercise in Mechanically Ventilated Critically Ill Patients: Physiological and safety aspects – A Case Series**. PLoS One. 2013; 8(9).

PORTA RC, Vitacca M, Gilè LS, Clini E, Bianchi L, Zanotti E, et al. **Supported arm training in patients recently weaned from mechanical ventilation**. Chest. 2005; 128(4): 2511-20.

PROAKIS, John G; MANOLAKIS, Dimitris G. **Digital signal processing: principles, algorithms, and applications**. 3. ed. Upper Saddle River, N. J: Prentice-Hall, 1996.

QUITTMANN, O. J. et al. **Biomechanics of all-out handcycling exercise: kinetics, kinematics and muscular activity of a 15-s sprint test in able-bodied participants**. Sports biomechanics, v. 21, n. 10, p. 1200–1223, 2020.

ROSA, F.M.M et al. **Efeitos do exercício físico agudo em ciclo ergômetro de membros superiores em indivíduos com obesidade mórbida** Rev. salud pública; 18(1): 37-49. 2016.

SENIAM, S. E. f. t. N.-I. A. o. M. **European activities on surface electromyography**. 2020. Disponível em: <<http://www.seniam.org/>>.

SILVA RA, Lariviere C, Arsenault AB, Nadeau S, Plamondon A. **The comparison of wavelet- and Fourier-based electromyographic indices of back muscle fatigue during dynamic contractions: validity and reliability results**. Electromyogr Clin Neurophysiol. 2008 Apr-May;48(3-4):147-62.

SILVA RA. **Eletromiografia na prática clínica do fisioterapeuta**. In: Sociedade Nacional de Fisioterapia Esportiva; Oliveira RR, Macedo CSG, organizadores. PROFISIO Programa de Atualização em Fisioterapia Esportiva e Traumatologia Ortopédica: Ciclo 5. Porto Alegre: Artmed Panamericana; 2016. p. 139-68. (Sistema de Educação Continuada a Distância, v. 4).

SILVA, Mariana Felipe, et al. **"Determination of the motor unit behavior of lumbar erector spinae muscles through surface EMG decomposition technology in healthy female subjects."** Muscle & Nerve 55.1 (2017): 28-34.

SILVA, Odwaldo Barbosa e. **Teste Ergométrico em Crianças e Adolescentes: Comparação entre os protocolos de Bruce e Rampa**. 2003. Dissertação (Mestrado) - Curso de medicina, Universidade Federal de Pernambuco, Recife/PE, 2003.

SMITH, P.; CHAPMAN, M.; HAZLEHURST, K.; GOSS-SAMPSON, M. **The influence of crank configuration on muscle activity and torque production during arm crank ergometry** Journal of Electromyography and Kinesiology, 18(4): 598-605. 2008.

SOUZA, M.C.C. et al. **Modulação autonômica cardíaca em jovens durante e após realização de dois tipos de exercícios em cicloergômetro.** Revista Brasileira de Fisiologia do Exercício, v.12, n. 4, 2023.

SPARKFUN. **Datasheet: MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001).** Publicação Eletrônica, 2015.

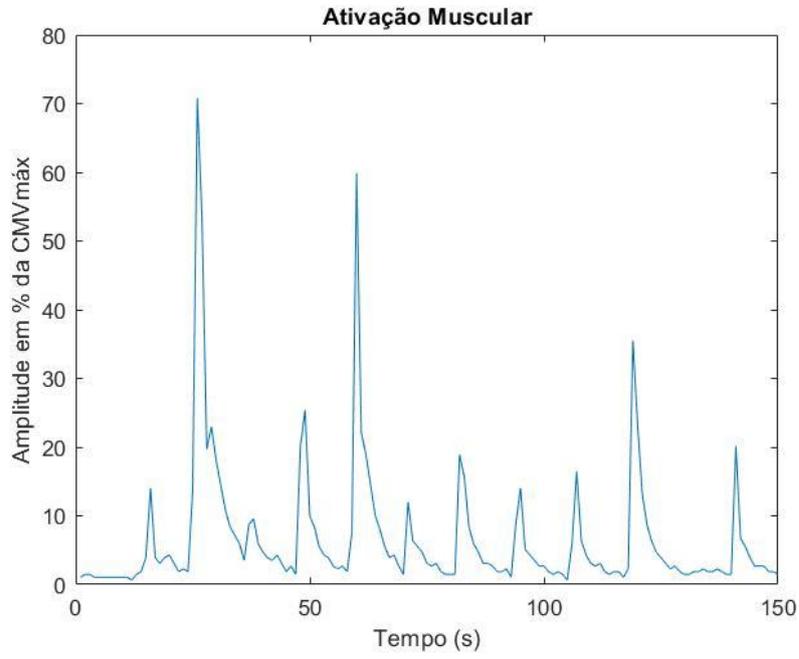
TATE JJ, Milner CE. **Real-time kinematic, temporospatial, and kinetic biofeedback during gait retraining in patients: a systematic review.** Phys Ther. 2010;90(8):

TOPP R, Ditmyer M, King K, Doherty K, Hornyak J. **The Effect of Bed Rest and Potential of Prehabilitation on Patients in the Intensive Care Unit.** AACN Adv Crit Care. 2002;13(2):263-276

TRONTELJ JV, Jabre J, Mihelin M. Needle and wire detection techniques. In: Merletti R, Parker PJ, editors. **Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications.** Philadelphia: John Wiley & Sons; 2004. p. 27–46.

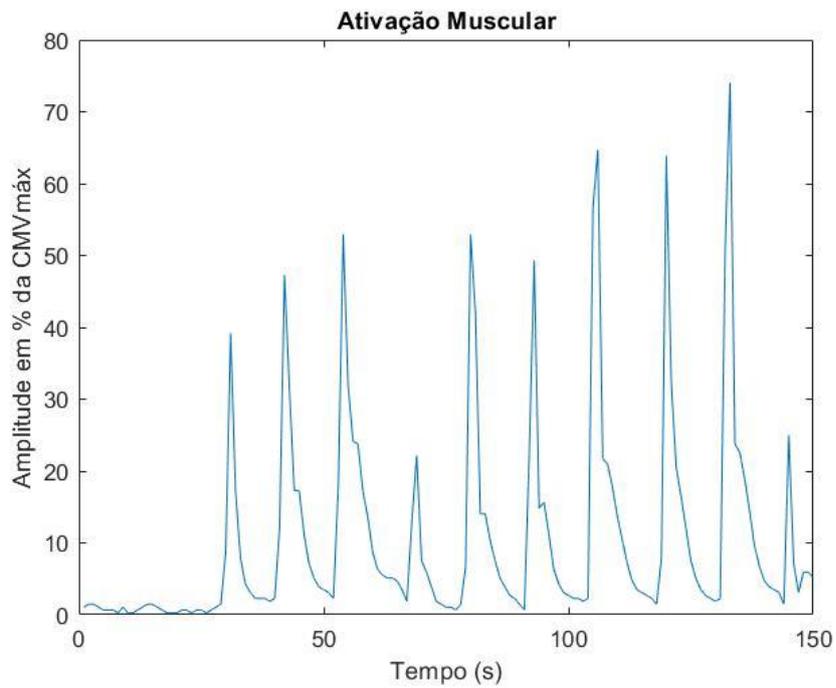
**APÊNDICE A – RESULTADOS DOS TESTES DE ATIVAÇÃO MUSCULAR**

Figura 46 – Ativação Muscular – Carga Nula (Teste 2)



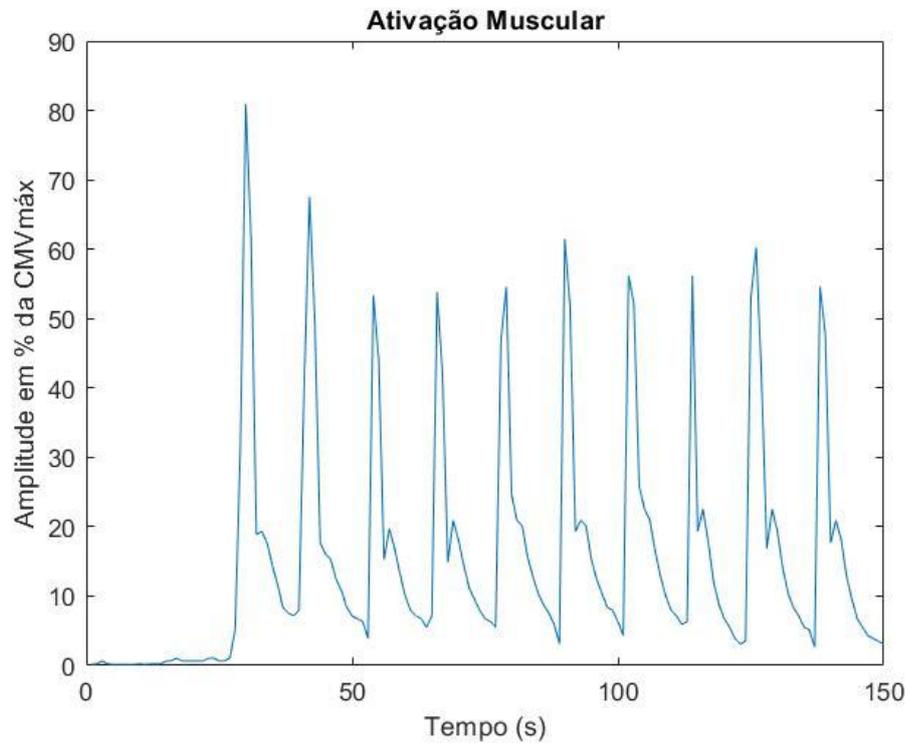
Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

Figura 47 – Ativação Muscular – Carga Intermediária (Teste 2)



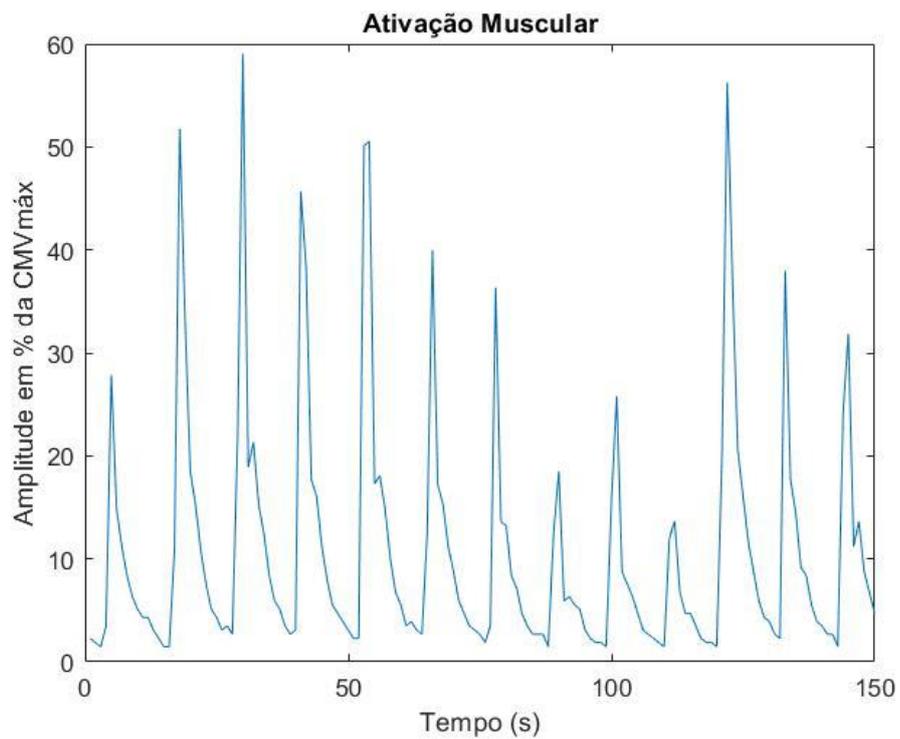
Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

Figura 48 – Ativação Muscular – Carga Máxima (Teste 2)



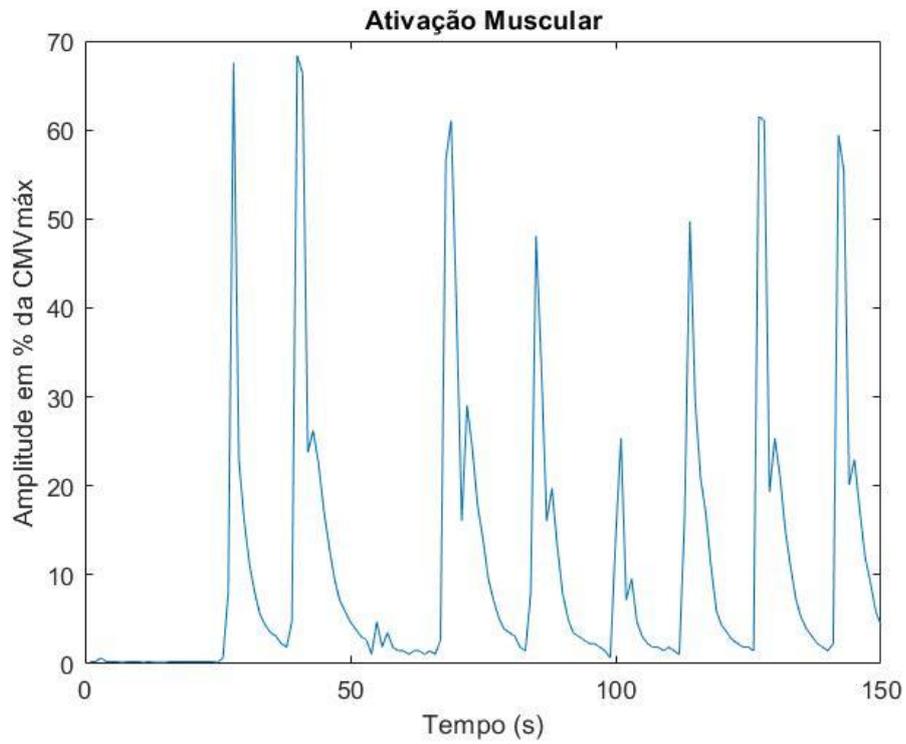
Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

Figura 49 – Ativação Muscular – Carga Nula (Teste 3)



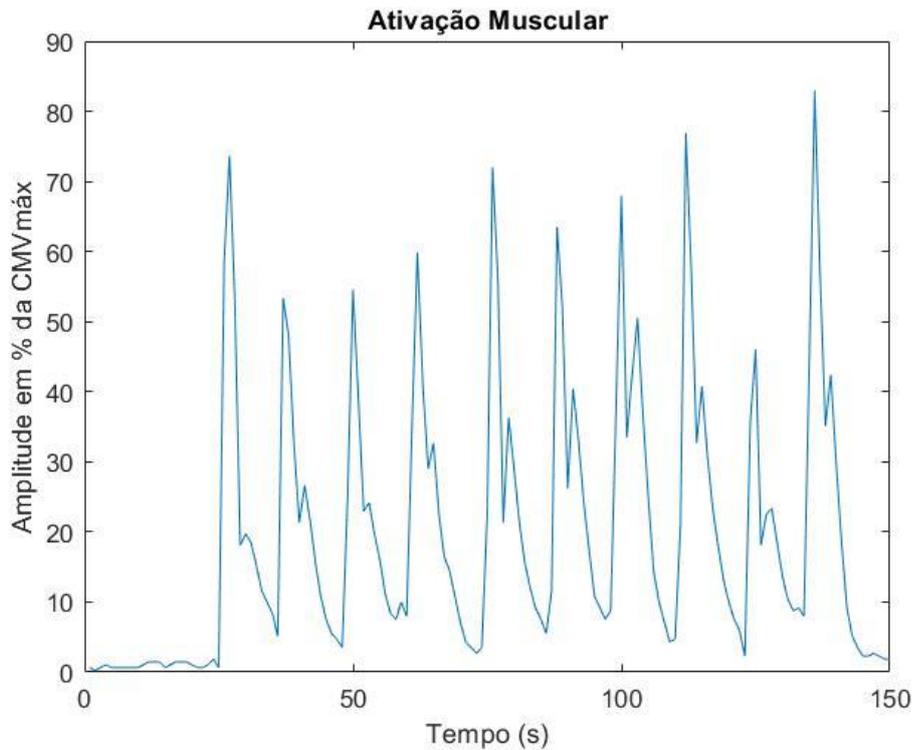
Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

Figura 50 – Ativação Muscular – Carga Intermediária (Teste 3)



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

Figura 51 – Ativação Muscular – Carga Máxima (Teste 3)



Fonte: Desenvolvido pelo Autor (2023).

## APÊNDICE B – ESQUEMA ELÉTRICO DO SISTEMA

Figura 52 – Esquema Elétrico do Sistema

