

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ**

**MARISA CAETANO JANUÁRIO WOSCH**

**AVALIAÇÃO DINÂMICA DO EXOESQUELETO POR EMG DOS  
MÚSCULOS TRAPÉZIO, DELTOIDE ANTERIOR E MÉDIO DURANTE  
AS ATIVIDADES DE ELEVAÇÃO DE MEMBROS SUPERIORES**

**CURITIBA**

**2021**

**MARISA CAETANO JANUÁRIO WOSCH**

**AVALIAÇÃO DINÂMICA DO EXOESQUELETO POR EMG DOS  
MÚSCULOS TRAPÉZIO, DELTOIDE ANTERIOR E MÉDIO DURANTE  
AS ATIVIDADES DE ELEVAÇÃO DE MEMBROS SUPERIORES**

**Dynamic evaluation of the exoskeleton by EMG of the trapezius,  
anterior and mid deltoid muscles during the upper limb elevation  
activities**

Dissertação apresentada como pré-requisito para  
obtenção do título de Mestre em Ciências – Área de  
Concentração Engenharia Biomédica, da Universidade  
Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Orientador: Prof. Dr. Daniel Prado de Campos.

**CURITIBA**

**2021**



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

Esta licença permite que outros remixem, adaptem e criem a partir do trabalho para fins não comerciais, desde que atribuam o devido crédito e que licenciem novas criações sob termos idênticos.

Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.



Ministério da Educação  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná  
Campus Curitiba



---

MARISA CAETANO JANUÁRIO WOSCH

**AVALIAÇÃO DINÂMICA DO EXOESQUELETO POR EMG DOS MÚSCULOS  
TRAPÉZIO, DELTOIDE ANTERIOR E MÉDIO DURANTE AS ATIVIDADES DE  
ELEVAÇÃO DE MEMBROS SUPERIORES**

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

Data de aprovação: 11/11/2021

Prof Daniel Prado de Campus, Doutorado – Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof José Jair Alves Mendes Junior, Doutorado – Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof Paulo Broniera Junior, Doutorado – Instituto Senai de Tecnologia da Informação e Comunicação

Documento gerado pelo Sistema Acadêmico da UTFPR a partir dos dados da Ata de Defesa em 11/11/2021.

Dedico este trabalho à minha família,  
amigos e professores pelos momentos de  
apoio aos meus propósitos no caminho  
em busca de conhecimento.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Deus que me fortalece e é a minha rocha e o meu sustento.

Agradeço a minha família, principalmente meu esposo e filhos que me apoiaram na busca e realização de um sonho de continuar estudando e o mestrado é a concretização.

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Daniel Prado de Campos, por sua orientação, por transmitir conhecimento e me ensinar desde os meus primeiros passos nesta jornada de estudos específicos de sua área. Por seu apoio, dedicação e paciência. Muito grata.

Ao Dr. José Jair Alves Mendes Júnior pelo tempo dedicado ao ensino e apoio.

Ao Dr. Paulo Broniera Júnior, por aceitar participar da minha Defesa de mestrado.

Ao Darlan França Ciesielski Junior, por se tornar um amigo e estar sempre pronto para me ajudar nos experimentos.

À minha amiga enfermeira Darken Eugênio de Oliveira, a qual sempre me incentivou nesta jornada.

Ao coordenador do curso PPGEb, Prof. Dr. Gilson Sato pela cooperação e apoio.

Enfim, a todos os que por algum motivo contribuíram para a realização desta pesquisa.

“Se você quiser descobrir os segredos do universo, pense em termos de energia, frequência e vibração.” “Não creio que haja uma emoção mais intensa para um inventor do que ver suas criações funcionando. Essas emoções fazem você esquecer de comer, de dormir, de tudo.”  
TESLA, Nikola.

## RESUMO

WOSCH, Marisa C. J. **Avaliação dinâmica do exoesqueleto por EMG dos músculos trapézio, deltoide anterior e médio durante as atividades de elevação de membros superiores.** 2021. 68 fls. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2021.

Os sinais de eletromiografia de superfície (sEMG) são as atividades elétricas registradas sobre a superfície da pele durante as contrações musculares. A análise destes sinais tem como uma de suas aplicações o estudo sobre fadiga e ativação muscular em postos de trabalho. Considerando isto, o objetivo deste estudo foi analisar dinamicamente os padrões eletromiográficos antes e após utilização do exoesqueleto passivo em atividades de elevação de membros superiores para comparação entre grupos da ativação muscular no Trapézio (Tr), Deltoide Anterior (DA) e Deltoide Médio (DM). Foi realizado em laboratório, um estudo exploratório qualiquantitativo. Oito voluntários (06 homens e 02 mulheres) realizaram quatro sequências de flexão de ombro, com e sem carga, com e sem exoesqueleto. Foi utilizado um eletromiógrafo da Miotec® (Miotool 400) e o software Miotec Suit. Os sinais foram coletados e os dados processados por segmentação por duplo segmentação de início de limiar (DTOS) a cada intervalo e a métrica utilizada para avaliar a ativação muscular foi a raiz quadrática média (RMS). Os resultados mostram uma redução significativa em uma característica EMG relacionada à esforço (RMS) com o uso do exoesqueleto (28% sem carga e 10% com carga para Deltoide Anterior). Observado que o uso da tecnologia não tem uma eficácia global para todos os participantes do estudo, pois não houve redução na atividade muscular em alguns casos.

**Palavras-chave:** EMG. Exoesqueleto. Atividades aéreas. Ombro.

## ABSTRACT

WOSCH, Marisa C. J. **Dynamic evaluation of the exoskeleton by EMG of the trapezius, anterior and middle deltoid muscles during the upper limb elevation activities.** 2021. 68 ps. Dissertation (Master in Biomedical Engineering) – Post-Graduation Program in Biomedical Engineering, Federal Technological University of Paraná. Curitiba, 2021.

Surface electromyography (sEMG) signals are electrical activities that originate on the surface of the skin during muscle contractions. The analysis of these signals has as one of its applications the study of fatigue and muscle activation in workplaces. The aim of this study was dynamically analyze the electromyographic patterns before and after using of the exoskeleton in upper limb elevation activities, to compare muscle activation groups in the Trapezius (Tr), Anterior Deltoid (AD) and Middle Deltoid (MD). Was performed in laboratory, an exploratory qualitative and quantitative study. Eight volunteers (06 men and 02 women) performed four sequences of shoulder flexion with and without load, with and without exoskeleton. A Miotec® electromyograph (Miotool 400) and the Miotec Suit software were used. The electromyographic signal was collected and the data processed in full by double threshold onset segmentation (DTOS) at each interval and the metric used to assess muscle activation was the root mean square (RMS). The results show a reduced reduction in na effort-related EMG trait (RMS) with the use of the exoskeleton (28% with no load and 10% with load for Anterior Deltoid). It was observed that the use of technology does not have no overall effectiveness for all study participants, as there was no reduction in muscle activity in some cases.

**Keywords:** EMG. Exoskeleton. Overhead activity. Shoulder.



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Anatomia do ombro (ossos e articulações).....	21
Figura 2 – Estruturas da articulação do ombro.....	22
Figura 3 – Organização do músculo esquelético do nível macroscópico ao molecular. .....	24
Figura 4 – Unidade Motora (UM).....	28
Figura 5 – Anatomia do ombro (músculos).....	29
Figura 6 – Planos de movimentos e eixos das articulações do braço.....	31
Figura 7 – Planos e eixos anatômicos.....	31
Figura 8 – Amplitude do Movimentos do Ombro.....	32
Figura 9 – Fluxograma de preparo do Eletromiógrafo.....	41
Figura 10 – Fluxograma de colocação dos eletrodos.....	42
Figura 11 – Posicionamento dos eletrodos em A) Deltoide anterior (DA), B) Deltoide médio (DM) e C) Trapézio (Tr). ....	42
Figura 12 – Fluxograma de montagem do Exoesqueleto.....	43
Figura 13 – Exoesqueleto: a) Vista anterior; b) Vista lateral; c) Vista posterior.....	44
Figura 14 – Fluxograma de coleta de dados.....	45
Figura 15 – Fluxograma do protocolo experimental resumido.....	46
Figura 16 – Processo de aquisição e processamento do sinal eletromiográfico.....	47
Figura 17 – Segmentação de início de limiar duplo (DTOS): Os sinais de energia são calculados a partir do EMG bruto usando o operador de energia Taeger-Kaiser (TKEO). A energia retificada é suavizada e um limite duplo (amplitude e tempo) é aplicado para definir uma janela contendo o período EMG ativo (região de interesse). .....	47
Figura 18 – Segmentação de início de limiar duplo (DTOS): O sinal de energia foi calculado a partir do EMG bruto usando o operador de energia Taeger-Kaiser (TKEO). A energia retificada é suavizada e um limiar duplo (amplitude e tempo) é aplicado para definir uma janela contendo o período EMG ativo (região de interesse). IWP distância entre pulsos W tamanho da janela limiar de periodo distância dos pulsos. ....	49
Figura 19 – Atividade sEMG dos músculos Deltoide anterior (DA), Deltoide médio (DM) e Trapézio (Tr).....	53
Figura 20 – Distribuição do desvio RMS para músculos A) Deltoide anterior, B) Deltoide médio C) Trapézio. As marcas representam uma diferença significativa entre o uso da carga.....	54
Figura 21 – Desvio de porcentagem de RMS para cada sujeito do sEMG adquirido dos músculos AD, MD e Tr em condições de carga (vermelho) e sem carga (azul). Os valores obtidos nos músculos são representados em vértices.....	57
Figura 22 – RMS durante a aquisição nos músculos, destacando-se os valores médios obtidos nas repetições para os quatro casos (com e sem carga e com e sem exoesqueleto).....	58
Figura 23 – RMS durante a aquisição referente ao uso do exoesqueleto e carga destacando os valores médios obtidos na repetição para cada músculo e a tendência média para todos os músculos.....	60

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Dados dos participantes selecionados com dados antropométricos, idade e sexo.....	39
Tabela 2 – Distribuição de Grupos Musculares e Canais do sEMG.....	40
Tabela 3 – Protocolo utilizado na pesquisa – Grau dos movimentos, peso, tempo e quantidade de flexões de ombro. ....	45
Tabela 4 – Variação do intervalo interquartil mediano relativo do valor RMS para cada músculo.....	57

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Composição óssea da articulação do ombro e osso esterno. ....	21
Quadro 2 – Tipos, definição de articulações e movimentos do ombro. ....	21
Quadro 3 – Estruturas articulares do ombro.....	22

## LISTA DE SIGLAS

DORTs	Distúrbios Osteomusculares
sEMG	Eletromiografia de Superfície
INSS	Instituto Nacional de Seguridade Social
DTOS	Segmentação de Onset por Limiar Duplo
MATLAB	Laboratório de Matrizes
Tr	Trapézio
DA	Deltoide Anterior
DM	Deltoide Médio
UM	Unidade Motora
PAUM	Potencial de Ação da Unidade Motora
Ca	Cálcio
ATP	Adenosina trifosfato
C7	Sétima vértebra cervical
T12	Décima segunda vértebra torácica
Ag	Prata
AgCl	Cloreto de prata
SENIAM	EMG de superfície para uma avaliação não invasiva dos músculos
SNR	Relação Sinal Ruído
MCV	Máxima Contração Voluntária
RMS	Raiz Quadrada Média
TKEO	Operador de Energia Taeger-Kaiser
Hz	Hertz
IQR	Intervalo interquartil
MTE	Ministério do Trabalho e Emprego
EPI	Equipamento de Proteção Individual

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>15</b>
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	17
1.2	HIPÓTESE	18
1.3	OBJETIVOS	19
1.3.1	OBJETIVO GERAL	19
1.3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	19
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	<b>20</b>
2.1	ANATOMIA FISIOLÓGICA DO SISTEMA ÓSSEO E ARTICULAÇÕES DO OMBRO	20
2.2	ANATOMIA DAS ESTRUTURAS DE SUSTENTAÇÃO E PROTEÇÃO DO OMBRO	22
2.3	ANATOMIA FISIOLÓGICA DO MÚSCULO ESQUELÉTICO	23
2.3.1	Mecanismo geral da contração muscular	23
2.3.2	Energética da Contração Muscular, Contração Isométrica e Isotônica	26
2.3.3	Unidade Motora (UM) e Potencial de Ação da Unidade Motora (PAUM)	27
2.3.4	Músculos do Ombro	28
2.4	BIOMECÂNICA E CINESIOLOGIA	29
2.5	DISTÚRBIOS OSTEOMUSCULARES (DORTS)	32
2.6	ELETROMIOGRAFIA	32
2.6.1	Eletrodo e Eletromiógrafo	33
2.6.2	Filtro e Crosstalk	34
2.6.3	Processamento de dados	35
2.7	EXOESQUELETO	35
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA</b>	<b>38</b>
3.1	METODOLOGIA DE COLETA DE DADOS	38
3.1.1	Caracterização da pesquisa e Comitê de ética em pesquisa	38
3.1.2	Participantes	38
3.1.3	Eletromiógrafo	40
3.1.4	Eletrodos	41
3.1.5	Exoesqueleto	43
3.1.6	Coleta de dados	44
3.1.7	Protocolo Experimental	45
3.2	METODOLOGIA DE ANÁLISE DE DADOS	46
3.2.1	Análise dos dados eletromiográficos e Processamento do Sinal sEMG	46
3.2.2	FILTRAGEM	48
3.2.3	Normalização	48
3.2.4	Segmentação e Extração de Características	48
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b>	<b>52</b>
4.1	ANÁLISE DOS RESULTADOS ELETROMIOGRÁFICOS	52

4.1.1 Diagrama de caixa e análise de dispersão.....	52
4.1.2 Análise das medianas .....	56
4.1.3 Valores médios nas repetições .....	57
<b>5 COMPARAÇÃO DE RESULTADOS COM A LITERATURA .....</b>	<b>61</b>
<b>6 CONCLUSÃO.....</b>	<b>63</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>64</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Atualmente vive-se a 4ª revolução industrial e a tecnologia moderna presente em muitos ambientes laborais as quais solicitam transformações pessoais e no trabalho. No entanto, não impedem que muitos trabalhadores que executam tarefas de movimentação manual, estejam expostos a dores nas costas e nos ombros (THEUREL et al., 2018).

A quarta fase referida não deve ser somente mais uma etapa a ser experimentada na indústria e sim uma mudança no desenvolvimento na maneira de trabalhar, viver e se relacionar. No que se relaciona ao processo produtivo, observa-se que as atividades manuais repetitivas ao longo do tempo, apresentam altas taxas estatísticas de lesões e conseqüente prejuízo à capacidade laborativa devido a tensões biomecânicas e distúrbios osteomusculares (THEUREL et al., 2018).

Especificamente ainda mais, quando as atividades são de tarefas aéreas podendo causar dor no ombro e Distúrbios musculoesqueléticos relacionados ao trabalho (DORTs), como lesão e degeneração do manguito rotador e músculos de tronco e de braço os quais compõem a articulação do ombro (SCHMALZ et al., 2019; HUYSAMEN et al., 2018a b).

Corroborando com essas informações, alguns autores apontam para as atividades manuais que estão associadas aos distúrbios osteomusculares relacionados a atividades laborais e são considerados como problemas nos ambientes ocupacionais modernos, entre eles, os mais prevalentes são as lesões de ombro e coluna lombar (WESTON et al., 2018; BOSCH et al., 2016; HUYSAMEN et al., 2018a).

As evidências sugerem que quando se refere a lesões de membros superiores, existem vários fatores de risco como por exemplo as atividades com elevação do braço como contribuinte bem documentado (ALABDULKARIM et al., 2019a).

Importante observar que o trabalho prolongado em pé, em atividades repetitivas e de elevação de membros superiores está associado a um risco aumentado de distúrbios musculoesqueléticos, principalmente dor no ombro e lombar (LUGER et al., 2019).

Sabendo disso, melhorar a ergonomia dos postos de trabalho vem sendo um esforço constante nas indústrias, que têm usado recursos de tempo, mão-de-obra,

distribuição de atividades e automação para desenvolver intervenções capazes de aliviar a sobrecarga disposta nas articulações do ombro durante as atividades produtivas.

No entanto, algumas tarefas manuais são difíceis de fazer e mesmo sendo automatizadas exigem do trabalhador precisão, habilidade, tomada de decisão, flexibilidade e capacidade de movimento. Surge então o conceito vindo da evolução da indústria 4.0 que é o operador 4.0, que considera o trabalhador utilizando tecnologia avançada. O exoesqueleto é um exemplo deste aprimoramento, o qual pode ajudar a reduzir o *trade-off* entre automação e tarefas manuais que requerem recursos humanos (HUYSAMEN et al., 2018a, b).

Nos últimos anos, o exoesqueleto tem atraído a atenção de pesquisadores de todo o mundo devido às suas amplas perspectivas de aplicação nas áreas de assistência de energia, assistência a deficientes e reabilitação (XUNJU et al., 2020). Projetos de dispositivos vestíveis são desafiadores para a robótica devido aos vários obstáculos que apresenta para o projetista (ROSSINI et al., 2021).

A adoção de uma nova tecnologia (colete exoesquelético projetado para apoiar o trabalho suspenso) no local de trabalho pode ser um desafio, pois a tecnologia pode representar consequências inesperadas para a segurança e a saúde. Nestes desafios, a compatibilidade cinemática torna-se um dos requisitos mais difíceis de serem atingidos. Desafiador, pois, é preciso permanecer compatível com os graus de liberdade dos membros superiores dado o complexo movimento no espaço das articulações humanas (ROSSINI et al., 2021).

O modelo de exoesqueleto demonstra aumentar a mobilidade e reduzir o esforço ao mesmo tempo que realiza as atividades. O sinal da eletromiografia de superfície (sEMG) é uma das técnicas de processamento para detectar esta atividade muscular (SU et al., 2020). Estudar o padrão de atividade muscular associado às atividades dinâmicas também requer entender se as mudanças detectáveis residem nas flutuações da atividade elétrica que ocorrem naturalmente dentro do músculo ou no seu recrutamento efetivo (ZOFFOLI et al., 2017).

No domínio da frequência, a estimativa do espectro de potência é o método mais comumente usados, mas outras medidas, como cruzamentos por zero, também são úteis. “Fadiga muscular” é usado como um termo para mudanças no conteúdo de frequência em gravações sEMG (STALBERG et al., 2019).



No estudo em questão foram analisados os padrões eletromiográficos antes e após a utilização do exoesqueleto em atividades de elevação de membros superiores, com a utilização da eletromiografia de superfície para identificação da ativação e recrutamento muscular.

O objetivo deste estudo foi avaliar a efetividade de um exoesqueleto passivo de membros superiores na redução da ativação dos músculos flexores do ombro em simulação de atividade industrial por meio da análise eletromiográfica. Além disso, efeitos dinâmicos e de adaptação foram estudados de forma qualitativa. A contribuição desse trabalho reside na obtenção de recomendações do uso da tecnologia em ambientes industriais como linhas de montagem automotiva.

## 1.1 Contextualização

Lesões musculoesqueléticas nos membros superiores dos trabalhadores da indústria são um problema recorrente (IRANZO et al., 2020). Exemplo disto são os indicadores de absenteísmos, que significam o afastamento do trabalho por doenças osteomusculares os quais são sempre os mais elevados em indústrias automotivas. Dentre as doenças osteomusculares, as lesões do complexo do ombro ocupam o terceiro lugar no *ranking*. No ano de 2019 foram concedidos 50.028 (cinquenta mil e vinte e oito) benefícios por lesões do ombro, estando entre as que mais afastam trabalhadores do país (INSS, 2020).

Nos Estados Unidos, lesões ou doenças ocupacionais no ombro tiveram a maior média de dias afastados do trabalho entre todas as partes do corpo em 2015 (ALABDULKARIM et al., 2019a). Os dados estatísticos mostram que trabalhadores vêm sendo expostos à atividades manuais que os levam a consequências que causam prejuízo à saúde, muitas vezes não são percebidos ou não percebem esta condição. Por outro lado, tem-se a indústria interessada e buscando alternativas através de medidas preventivas de doenças ocupacionais.

Incluindo a tecnologia como ferramenta de prevenção que deve ser estudada e utilizada cada vez mais com objetivo principal de melhorias nas condições de trabalho, minimiza-se os efeitos das atividades sobre o ser trabalhador. O exoesqueleto vestível é uma tecnologia da modernidade e seu uso vem ganhando espaço nas linhas de montagem automotivas.

Este trabalho mostra a importância da utilização do exoesqueleto durante as atividades manuais e aéreas com movimento de flexão de ombro desenvolvidas no processo produtivo industrial e consequente diminuição da ativação muscular em alguns grupos musculares envolvidos na ação.

## **1.2 Hipótese**

Existe redução na ativação das fibras dos músculos Trapézio (Tr), Deltoide anterior (DA) e Deltoide médio (DM) utilizando exoesqueleto durante atividades de elevação de membros superiores.

## **1.3 OBJETIVOS**

### **1.3.1 Objetivo Geral**

Analisar dinamicamente os padrões eletromiográficos antes e após utilização do exoesqueleto em atividades de elevação de membro superiores, para comparação entre grupos da ativação muscular no Trapézio (Tr), Deltoide anterior (DA) e Deltoide médio (DM).

### **1.3.2 Objetivos Específicos**

- a) Realizar testes pilotos em laboratório visando estabelecer melhor prática de coleta de dados.
- b) Realizar seleção de voluntários para o estudo proposto.
- c) Estudar o equipamento à ser utilizado no estudo.
- d) Coletar dados eletromiográficos dos músculos propostos e organizar uma base de dados para análise.
- e) Realizar a curadoria dos dados, analisando de forma qualitativa a qualidade das coletas.
- f) Aplicar o algoritmo desenvolvido nos dados coletados e analisar os resultados.
- g) Implementar um algoritmo em MATLAB de pré-processamento de sEMG incluindo filtros, normalização, segmentação (DTOS) e extração de características para análise estatística.
- h) Estudar os efeitos dinâmicos com e sem exoesqueleto de forma geral e específica (individual).
- i) Discutir os resultados encontrados e documentar as descobertas do trabalho.

## **2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA**

A estrutura geral do corpo humano é estudada pela anatomia, a qual pode estudar o corpo por partes como é caso do ombro. O ombro é formado por um conjunto de articulações, as quais permitem os movimentos e o maior ângulo de amplitude do corpo humano. O presente capítulo tratar-se-á sobre anatomia e fisiologia do sistema ósseo, articulações e músculos esqueléticos de membros superiores especificamente o ombro, demonstrando o exoesqueleto com base na biomecânica e cinesiologia do movimento humano. Além de apresentar conceitos de Distúrbios osteomusculares (DORTs) relacionados ao trabalho e eletromiografia (ferramenta utilizada para coleta, análise e avaliação da atividade muscular).

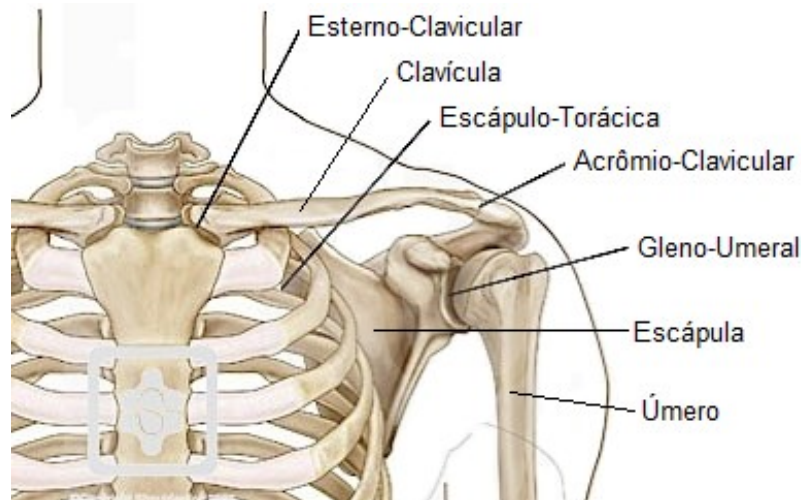
### **2.1 Anatomia Fisiológica do Sistema Ósseo e Articulações do Ombro**

O esqueleto é formado pelo esqueleto axial (tronco e cabeça) e esqueleto apendicular (membros superiores e inferiores). A cintura escapular é formada por estruturas ósseas, musculares e adjacentes de ambos os esqueletos, mais especificamente pelos ossos escápula e clavícula (esqueleto axial) e por uma parte livre do membro superior (esqueleto apendicular) composto pelo úmero, ossos do antebraço e mãos (ANDRADE FILHO et al., 2015).

Os ossos e as articulações que compõem o ombro estão demonstrados na Figura 1 e suas definições são apresentadas nos Quadros 1 e 2.

A escápula e a clavícula responsáveis pela posição da cabeça do úmero, enquanto as articulações esterno-clavicular e escápulo-torácica a fazem girar em relação ao tronco (ROSSINI et al., 2021).

**Figura 1** – Anatomia do ombro (ossos e articulações).



Fonte: Adaptado de SHOULDERDOC (2021).

**Quadro 1** – Composição óssea da articulação do ombro e osso esterno.

OSSOS	DEFINIÇÃO
CLAVÍCULA	Formato de “S” localizada na parte anterior e superior do tórax, na base do pescoço e se articula anteriormente com o osso esterno e posteriormente com as escápula; é a única ligação entre o esqueleto apendicular superior e esqueleto axial.
ESCÁPULA	Translúcida em algumas porções, um osso par, bem fina laminar, fácil localização e palpação. Sua cavidade (cavidade glenóide) se articula com a cabeça do úmero.
ÚMERO	Osso par, mais longo e maior osso do membro superior, extremidade proximal dilatada e arredondada se articulando com a cavidade glenóide da escápula.
ESTERNO	Osso chato, laminar, localizado na parte mediana anterior da caixa torácica, articula-se com a clavícula

Fonte: ANDRADE FILHO (2015).

**Quadro 2** – Tipos, definição de articulações e movimentos do ombro.

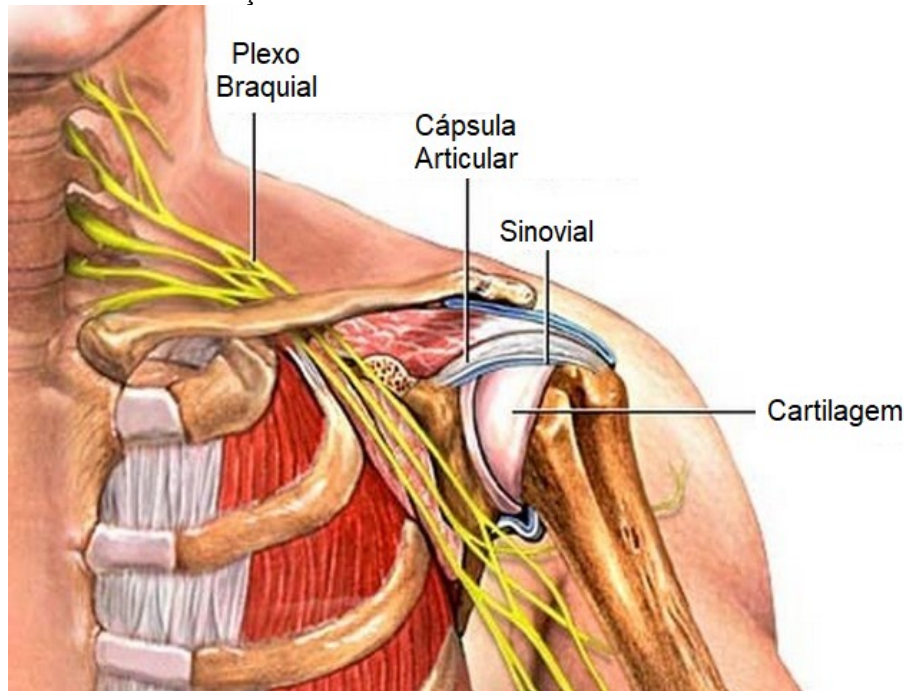
TIPO DE ARTICULAÇÕES	DEFINIÇÃO	MOVIMENTOS
Articulação gleno-umeral	Esferóide	Leva o ombro para frente (flexão), para trás (extensão), levantamento lateral (abdução) e aproximação (adução), girar para dentro e para fora (rotação interna e externa)
Articulação acrômio-clavicular	Plana, funcional, esferóide	Rotação em torno de um eixo sagital (no levantamento do ombro), rotação em torno de um eixo transversal (no movimento de oscilação dos braços), rotação em torno de um eixo longitudinal (movimento para frente e para trás do ombro)
Articulação esterno-clavicular	Irregular, funcional e esferóide	Rotação ao redor de um eixo sagital (no levantamento do ombro), rotação ao redor de um eixo longitudinal (ao levar o ombro para frente e para trás), rotação ao redor do eixo longitudinal da clavícula (ao pendular o braço)
Articulação escápulo-torácica	Funcional, fixada ao gradil costal, móvel	Adução, abdução, depressão, elevação, rotação superior e rotação inferior.

Fonte: ANDRADE FILHO (2015), SOBOTTA (2013) e SOBOTTA (2000).

## 2.2 Anatomia das Estruturas de Sustentação e Proteção do Ombro

É importante ressaltar que as articulações do ombro também contam com outras estruturas, tais como a cápsula articular, ligamentos, sinovial, cartilagem e plexo braquial, as quais dão sustentação, proteção e inervam o ombro de acordo de acordo com a Figura 2. O Quadro 3, detalha essas estruturas articulares do ombro e suas respectivas funções.

**Figura 2** – Estruturas da articulação do ombro.



Fonte: Adaptado de INTOUCH CHIROPRACTIC (2021).

**Quadro 3** – Estruturas articulares do ombro.

ESTRUTURAS	FUNÇÕES
Cápsula articular	Membrana fibrosa, resistente comondo em algumas partes os ligamentos para aumentar a resistência local e uma camada sinovial, interna, a qual compõe um sulco chamado cavidade sinovial onde é produzido o líquido sinovial com função lubrificante.
Cartilagem	Tecido conjuntivo, a qual tem função proteção da articulação.
Ligamentos	Formados por tecido conjuntivo, ligam dois ou mais ossos, ligam os músculos aos ossos com o objetivo de fornecer estabilidade à articulação (úmero à cavidade glenóide, clavícula com o ombro).
Tendões	Cordões fibrosos que ligam os músculos aos ossos. São fibrosos e resistentes.
Plexo braquial	Um complexo nervoso, responsável pela inervação do ombro.

Fonte: ANDRADE FILHO (2015).

## 2.3 Anatomia fisiológica do músculo esquelético

Cerca de 40% do corpo é composto por músculo esquelético (GUYTON et al., 2011). O sistema muscular é responsável pela geração e regulação da força para realizar atividades cotidianas como locomoção, manutenção da postura, movimentos precisos e potentes (KARTHICK et al., 2018).

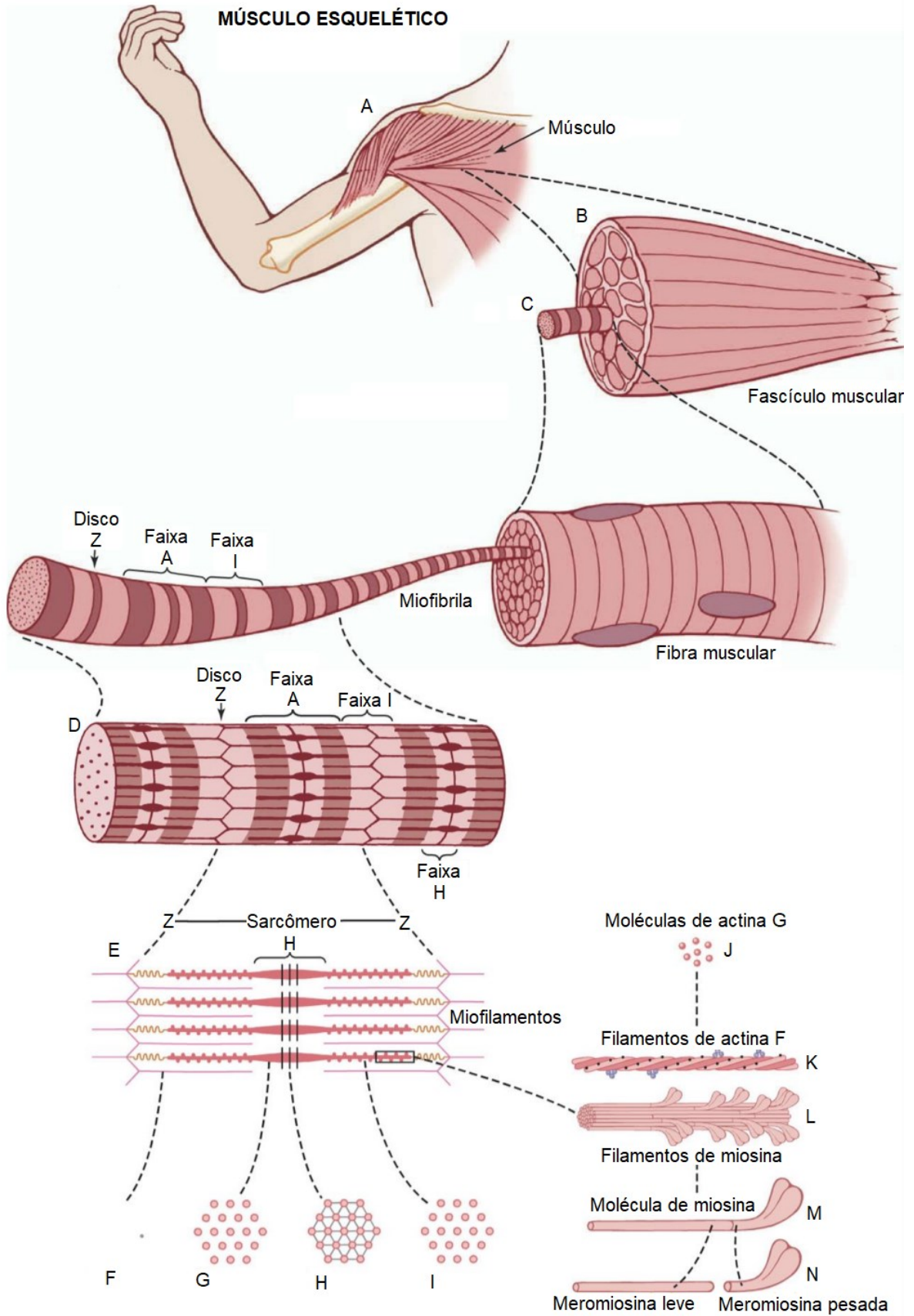
Baseado no tipo de sua atividade, os músculos podem ser classificados em voluntários e involuntários. Nos músculos voluntários, controlados pelo sistema nervoso central, o tipo de contração está ligada ao controle consciente do indivíduo que a executa. Em relação ao movimento, estes são ocasionados pela contração muscular (músculos flexores, extensores, rotadores, abdutores, adutores) (ANDRADE FILHO et al., 2015).

Contudo, mesmo sendo os movimentos ocasionados pela contração muscular, se faz necessário entender que o corpo humano é constituído na sua maioria por músculo estriado esquelético, formado por fibras, cada fibra formada por miofibrilas e estas formadas por filamentos de actina e miosina. Actina e miosina são proteínas responsáveis pela contração muscular, sendo a contração muscular regida por princípios básicos como o mecanismo de organização e funcionamento.

### 2.3.1 Mecanismo geral da contração muscular

A Figura 3 mostra a organização do músculo esquelético, demonstrando que todos esses músculos são compostos por numerosas fibras, com diâmetro de 10 a 80 micrômetros. Cada uma dessas fibras é formada por subunidades sucessivamente ainda menores, as miofibrilas.

**Figura 3** – Organização do músculo esquelético do nível macroscópico ao molecular.



Fonte: (GUYTON et al., 2011).



O mecanismo fisiológico de contração muscular, como mostra Figura 3 (as letras F, G, H e I são cortes transversais nos níveis indicados) e detalha de forma esquemática a estrutura do músculo estriado esquelético. Onde os filamentos espessos de miosina e os finos de actina, entremeiam em alguns pontos na cor escura. Faixas mais claras têm filamentos de actina e chamadas de Faixa I, pelo fato de serem isotrópicas à luz polarizada e as faixas escuras têm filamentos de miosina sobrepostos aos filamentos de actina e chamadas Faixas A por serem anisotrópicas à luz polarizada. As pontas dos filamentos de actina são fixadas às linhas Z ou também chamadas de Disco Z, sendo formados por proteínas filamentosas que passam transversalmente pela miofibrila e de uma miofibrila a outra, unindo-as e delimitando os sarcômeros (GUYTON et al., 2011).

Na maioria dos músculos esqueléticos, cada fibra se prolonga por todo o comprimento do músculo. Exceto por 2% das fibras, cada uma em geral é inervada por apenas uma terminação nervosa, situada perto do meio da fibra (GUYTON et al., 2011). Cada motoneurônio que sai da medula espinhal inerva múltiplas fibras musculares e essa quantidade depende do tipo de músculo. Todas as fibras musculares inervadas por uma só fibra nervosa formam uma unidade motora (Figura 4) (GUYTON et al., 2011).

Sendo esta responsável pelos potenciais de ação que vão cursar pelo nervo motor até suas terminações nas fibras musculares, em cada terminação, o nervo secreta pequena quantidade da substância neurotransmissora de acetilcolina. Esta age em área local da membrana da fibra muscular para abrir múltiplos canais regulados pela acetilcolina por meio de moléculas de proteínas que flutuam na membrana (GUYTON et al., 2011).

Os canais regulados permitem a difusão de grande quantidade de íons sódio para o lado interno da membrana das fibras musculares, desencadeando o potencial de ação na membrana. Este potencial se propaga por toda fibra muscular do mesmo modo como o potencial cursa pela membrana das fibras nervosas. O potencial de ação despolariza a membrana muscular e grande parte da eletricidade do potencial de ação flui para o centro da fibra muscular (GUYTON et al., 2011).

Esta faz com que o retículo sarcoplasmático libere grande quantidade de íons de cálcio que estavam armazenados neste retículo, estes ativam as forças atrativas entre os filamentos miosina e actina, fazendo com que eles deslizem de um lado para outro, que é o processo contrátil. Em poucos segundos, íons de cálcio são bombeados

para o retículo sarcoplasmático pela bomba de  $\text{Ca}^{++}$  da membrana, onde ficam armazenados até que aconteça um novo potencial de ação muscular. A retirada dos íons de cálcio das miofibrilas faz com que a contração termine (GUYTON et al., 2011).

Vários estímulos produzidos pelo sistema nervoso são necessários para que haja uma nova contração muscular e sua manutenção. Então nas unidades motoras ativadas continuamente ocorrerão os potenciais ocasionando a um disparo de impulsos eletromiográficos (VILELA JUNIOR et al., 2018).

### 2.3.2 Energética da Contração Muscular, Contração Isométrica e Isotônica.

Na contração muscular existe a necessidade de ATP para produção de energia. A maioria dessa energia é necessária para ativar o mecanismo de ir para diante (*walkalong*), onde as pontes cruzadas tracionam os filamentos de actina e pequenas quantidades são necessárias para manter o ambiente iônico para a propagação do potencial de ação das fibras musculares, através do bombeamento dos íons de cálcio do sarcoplasma para o retículo sarcoplasmático quando termina a contração e o bombeamento dos íons sódio e potássio, pela membrana da fibra muscular, mantendo o ambiente iônico apropriado para a propagação do potencial de ação das fibras musculares (GUYTON et al., 2011).

Outro aspecto considerado em relação à energia é que o músculo realiza trabalho quando se contrai contra uma carga, significando que a energia é transferida do músculo para a carga externa, para levantar um objeto até a maior altura ou para superar a resistência a um movimento (GUYTON et al., 2011).

Quanto ao tipo de contração, a isométrica é quando o músculo não encurta durante a contração. É o registro sobre a variação da força da própria contração, por isto é mais usado para comparar as características funcionais dos diferentes tipos de músculo. O músculo se contrai contra um transdutor de força sem que ocorra encurtamento do músculo. Contração isotônica é quando o músculo encurta durante a contração, mas sua tensão permanece constante por toda a contração - o músculo se encurta contra carga fixa, ou seja, depende da carga contra a qual o músculo se contrai (GUYTON et al., 2011; KARTRICK et al., 2018).

### 2.3.3 Unidade Motora (UM) e Potencial de Ação da Unidade Motora (PAUM).

Os músculos são compostos de uma coleção de unidades motoras. Uma unidade motora consiste em um único motoneurônio-alfa que sai da medula espinhal e suas fibras musculares inervadas (GUYTON et al., 2011), conforme mostra a Figura 4.

A força é gerada nas fibras musculares que formam uma unidade estrutural contrátil. O número de unidades motoras e a taxa de inervação que é o número de fibras musculares por unidade motora, diferem entre os músculos. Uma unidade motora pode ter de 3 a 2000 fibras musculares. Músculos do olho que realizam movimentos finos, exigem um menor número de unidades motora, geralmente menos de 10 unidades motoras e músculos como o gastrocnêmio têm cerca de 600 unidades motoras, pois realizam movimentos mais amplos e exigem maior força (KAMEN, et al., 2015).

O sistema nervoso central fornece estímulos ao motoneurônio-alfa para gerar força nas fibras musculares inervadas (KARTHICK et al., 2018). A contração muscular ocorre nas fibras musculares quando são originados os potenciais de ação no neurônio motor. Para isto, ocorre o limiar de despolarização da membrana pós sináptica através do influxo de  $\text{Na}^+$ , gerando o potencial de ação. Este desencadeia um processo de deslizamento de filamentos de actina e miosina, as quais são as proteínas contráteis das miofibrilas. O potencial de ação da unidade motora (PAUM) é a soma temporal e espacial dos potenciais de ação de todas as fibras de uma unidade motora (VILELA JUNIOR et al., 2018).

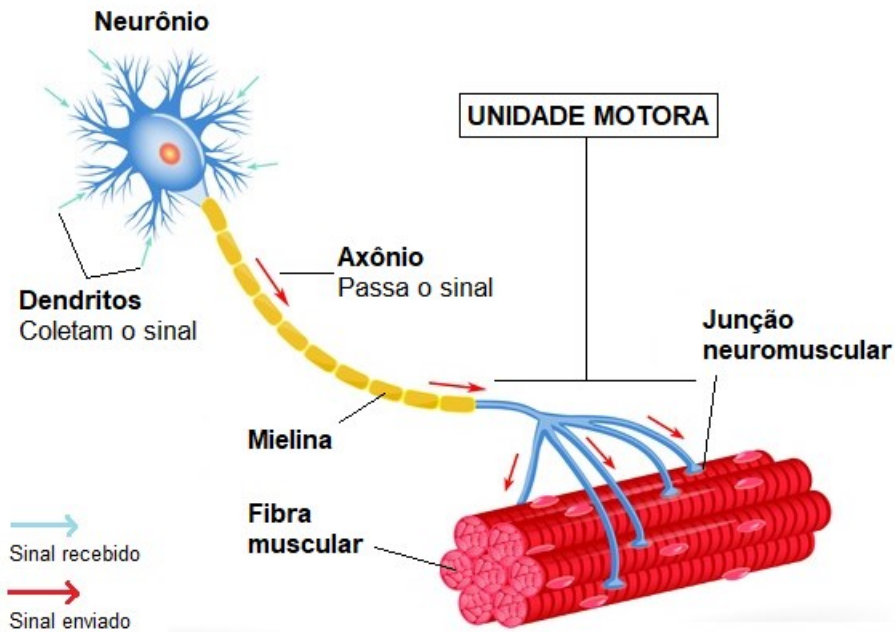
O sistema nervoso para manter uma contração envia uma sequência de estímulos para uma UM e esta será ativada de forma repetida. O sinal sEMG é resultado da superposição espaço-temporal destas repetições de PAUMs.

Em músculos esqueléticos e contrações voluntárias, ocorre um recrutamento de UMs que é o processo por meio do qual aumentamos o número de unidades motoras ativas. Quanto ao uso de recrutamento da unidade motora, é variável de acordo com o tipo de músculo. Para se graduar a força muscular de grandes e pequenos músculos, um meio alternativo é aumentar a frequência com que as unidades motoras estão ativas (KAMEN et al., 2015).

A amplitude do potencial de ação da unidade motora (PAUM) na aquisição do sinal de sEMG depende de muitos fatores como a taxa de disparo, característica da

membrana da fibra muscular, distância entre a fibra muscular (VILELA JÚNIOR et al., 2018).

**Figura 4** – Unidade Motora (UM).



Fonte: Traduzido e adaptado de BERLIN (2017).

### 2.3.4 Músculos do Ombro

Os músculos que compõem o ombro são: manguito rotador (músculos mais profundos), trapézio que eleva o ombro, deltoide que eleva o braço lateralmente e peitoral maior.

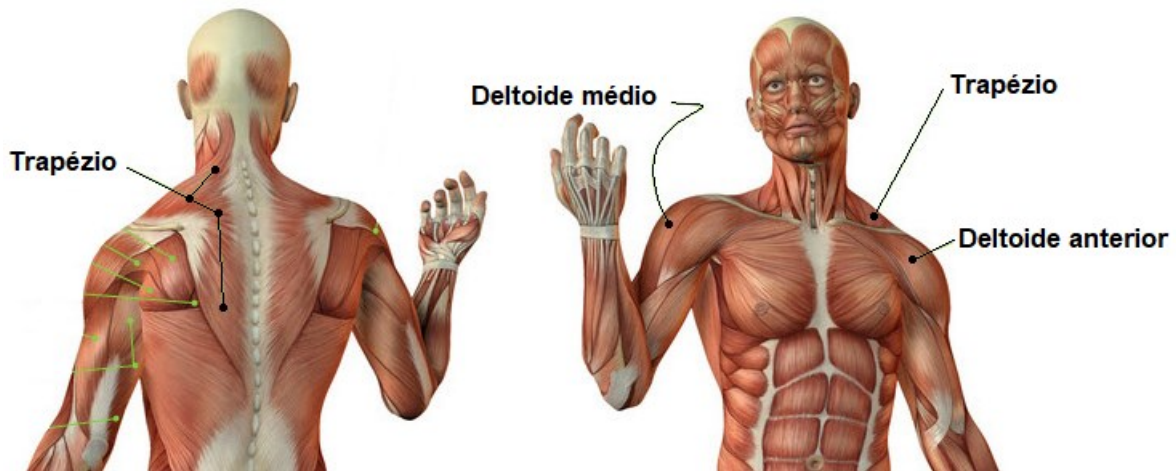
O músculo trapézio, origina-se na linha nucal superior, protuberância occipital externa, margem medial do ligamento nucal, no processo espinhoso de C7 e T12 e os ligamentos supra-espinhais relacionados, insere-se na margem superior da crista da espinha da escápula e é inervado pela parte motora do nervo acessório e pelo ramo sensitivo anterior de C3 e C4 (ANDRADE FILHO et al., 2015).

O músculo deltoide, origina-se na margem inferior da crista da espinha da escápula, margem lateral do acrômio e margem anterior do terço lateral clavícula. Insere-se na tuberosidade do úmero e é inervado pelo nervo axilar (ANDRADE FILHO et al., 2015).

Mesmo o manguito rotador não sendo contemplado neste estudo, é um grupo muscular importante e faz parte da região do ombro que é uma das áreas da função motora mais complexa do corpo humano. Também é responsável pelo afastamento do trabalho por disfunção motora causada por lesão ou doença (ZHIBIN et al., 2018).

Desse modo, neste estudo foram considerados os músculos responsáveis pelos movimentos primários (flexão e extensão de ombro): trapézio, deltoide anterior e médio, mostrados nas Figura 5 (ZHIBIN et al., 2018).

**Figura 5** – Anatomia do ombro (músculos).



Fonte: Adaptado de COACH TON BODY (2021).

## 2.4 Biomecânica e Cinesiologia

O movimento é uma forma de comunicação com o meio em que se vive ou trabalha e diz respeito ao lugar, posição, postura com relação a algum ponto de referência no meio. O nível de ativação muscular durante o movimento, a intensidade e duração da solicitação muscular, além de possibilitar inferências relativas à fadiga, permite a detecção dos sinais eletromiográficos para a investigação de quais músculos são utilizados em determinado movimento, sendo a biomecânica responsável pelo estudo destas características (VILELA JUNIOR et al., 2015).

Entende-se pelo termo cinesiologia o estudo do movimento humano e biomecânica o estudo das forças exercidas e originadas no interior do corpo e da ação desta força sobre tecidos do corpo humano. Os movimentos do corpo são causados por contrações simultâneas dos músculos agonistas e antagonistas nos lados opostos da articulação (GUYTON, 2011).

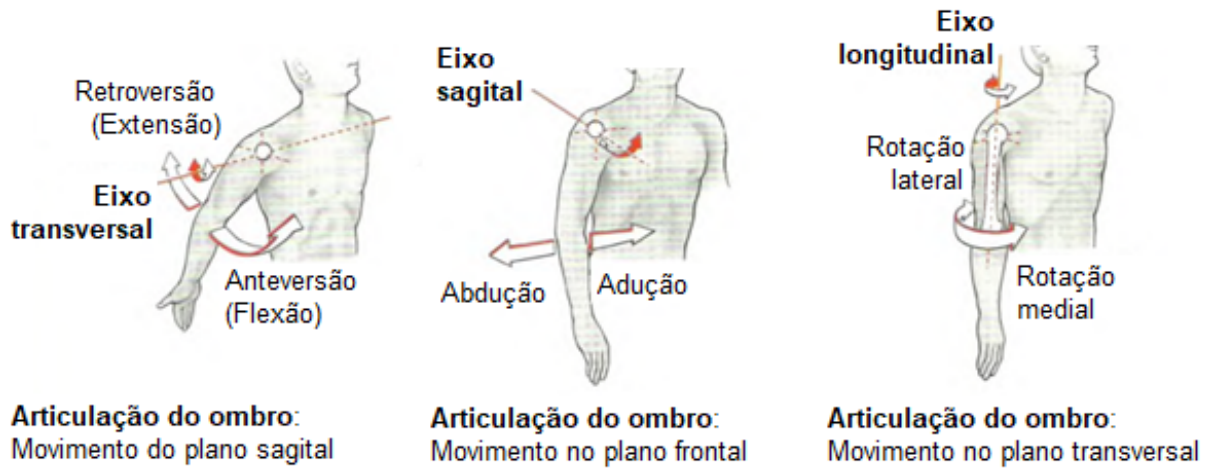
A articulação do ombro é esférica e composta pelas articulações gleno-umeral, escápulo-torácica, acrômio-clavicular e esterno-clavicular, as quais são responsáveis pelo grau de amplitude de movimento de membro superior. Os movimentos do ombro são diversos e há baixa congruência entre as superfícies umeral e escapular. Na articulação gleno-umeral as estruturas ligamentares e o controle neuromuscular desempenham um papel significativo na garantia da estabilidade do ombro durante o movimento (ADAMO et al., 2020).

Os músculos que compõem o manguito rotador (supra-espinhoso, infra-espinhoso, subescapular e redondo menor e os músculos escapulo-torácicos, têm um papel crucial na estabilidade do ombro. Por serem responsáveis pela sustentação do ombro, são considerados estabilizadores dinâmicos; pois contribuem nas posições e amplitude de movimentos (SPANHOVE et al., 2020). Nesse estudo, foi considerado a importância do manguito rotador, no entanto, na metodologia e coleta de dados do estudo foram eleitos os músculos responsáveis pelos movimentos primários do ombro.

Os músculos responsáveis pelos seus movimentos primários do ombro, são os músculos Deltoide anterior principal músculo responsável pela flexão e os músculos acessórios durante o movimento de flexão: Deltoide médio e Trapézio.

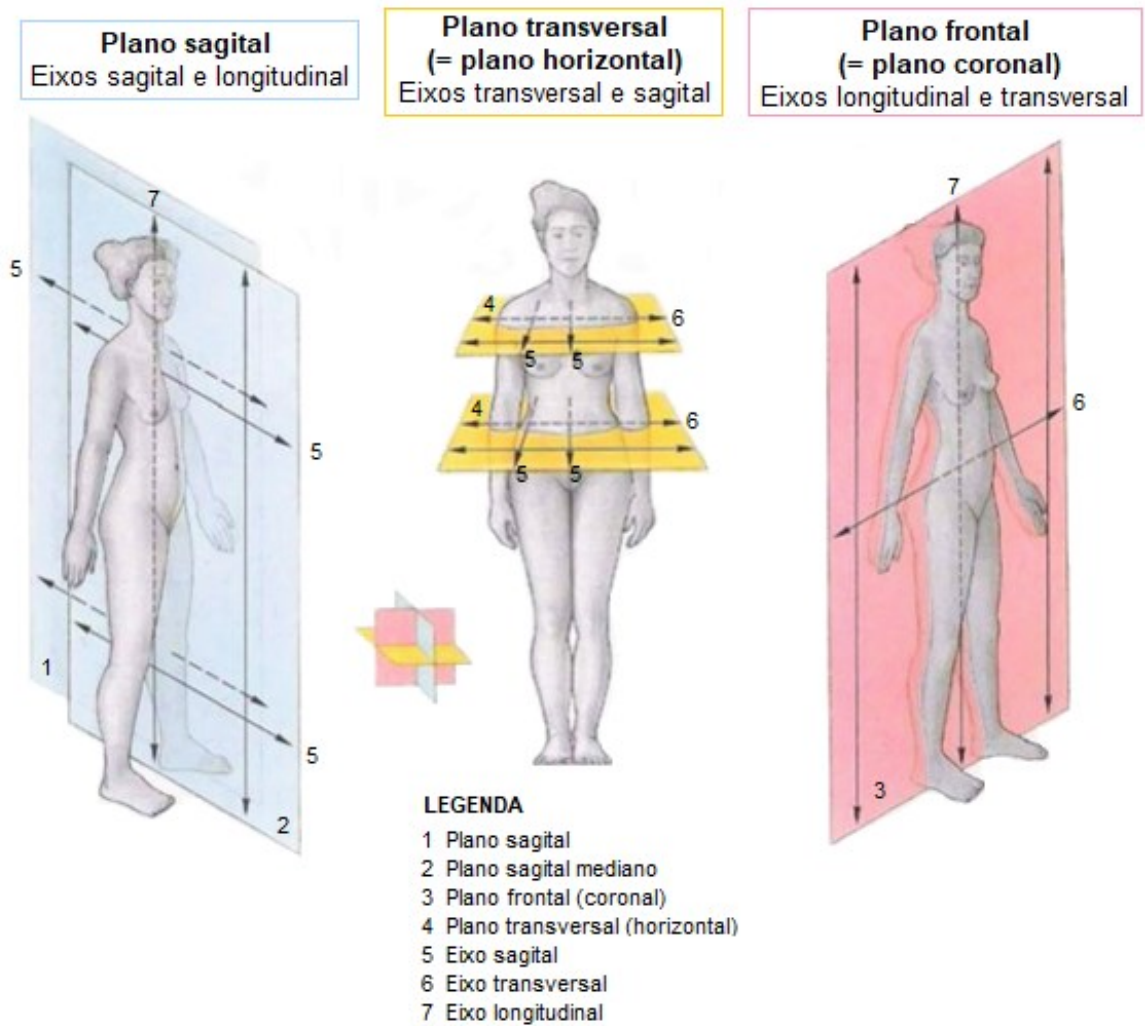
Devido à grande amplitude de movimento da articulação do ombro, a qual permite vários tipos de movimentos, tais como: flexão, extensão, adução, abdução, rotação interna e externa (Figura 6), em vários planos e eixos diferentes (Figura 7). O grau de frouxidão da referida articulação é significativa e tem como consequência a instabilidade. Por isto, a amplitude (Figura 8) deve ser observada quando em um estudo que se requiere grau de movimento dos membros superiores, o qual demonstra o grau de amplitude exigidos para cada movimento.

**Figura 6** – Planos de movimentos e eixos das articulações do braço.



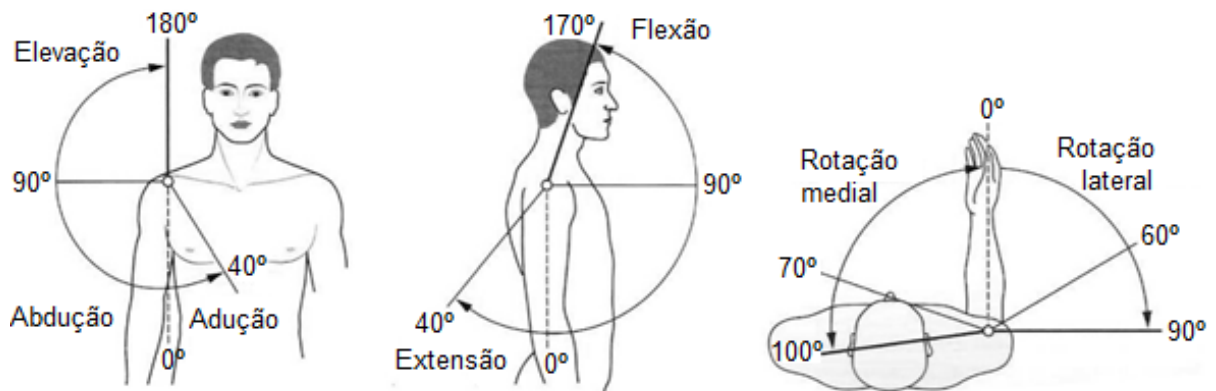
Fonte: Adaptado de SOBOTTA (2013).

**Figura 7** – Planos e eixos anatômicos.



Fonte: Adaptado de SOBOTTA (2000).

**Figura 8** – Amplitude do Movimentos do Ombro.



Fonte: Adaptado de SOBOTTA (2000).

Ainda considerando os planos e eixos demonstrados na Figura 7 a qual mostra esquematicamente os três planos cardinais que se originam no centro da gravidade são: Plano Sagital, que divide o corpo em parte direita e esquerda, Plano Frontal, que divide o corpo em anterior e posterior, e Plano Transversal, que divide o em partes inferior e superior. O movimento ocorre nos planos ou paralelamente a eles, em torno de um eixo sagital e longitudinal (plano sagital), longitudinal e transversal (plano frontal) ou transversal e sagital (plano transversal).

## 2.5 Distúrbios Osteomusculares (DORTs)

O termo distúrbio osteomuscular (DORT) é relacionado ao trabalho na extremidade superior e é um problema cada vez mais preocupante nos locais de trabalho modernos, frequentemente causado por atividades manuais em ambientes industriais, onde ocorre o trabalho físico repetido ou de longo prazo (YIN et al., 2020; HUYSAMEN et al., 2018a; McFARLAND et al., 2022).

## 2.6 Eletromiografia

É uma técnica complexa, não invasiva, utiliza dispositivos eletrônicos para medir a energia dos músculos, consiste na aquisição e tratamento do sinal elétrico produzido nos músculos a partir da estimulação de unidades motoras (UMs). São sinais biomédicos, atividades elétricas após contrações musculares detectados através de eletrodos de superfície, os quais transportam e registram informações



sobre as atividades musculares. (CRAM et al., 2011; MERLETTI et al., 2020; SADIKOGLU et al., 2017; TANG et al., 2018; SU et al., 2020; JIANG et al., 2020).

Sinal mioelétrico é o registro de potenciais de ação produzidos durante uma contração muscular. Os sinais de sEMG carregam informações abundantes sobre o corpo humano, como força muscular, rigidez, fadiga e velocidade de contração, e podem fornecer vários índices de observação para a interação humano-robô (LI et al; 2020).

As informações citadas anteriormente são obtidas através de registros eletrofisiológicos que fornecem dados permitindo análises quantitativas, maior precisão e comparação com valores de referência e fornecem objetividade ao comparar resultados no mesmo paciente ao longo do tempo ou entre diferentes eletromiógrafos (STALBERG et al; 2019).

Ainda, deve ser considerado que a eletromiografia de superfície se baseia na compreensão de anatomia, fisiologia e instrumentação. E que é um campo multidisciplinar que permite contribuições de eletrônica, medicina, anatomia, fisiologia, psicologia, psicofisiologia, fisioterapia, terapia ocupacional, ergonomia e assim por diante (CRAM et al; 2011).

### 2.6.1 Eletrodo e Eletromiógrafo

Eletrodos são transdutores que detectam diferenças de potencial geradas na pele por correntes iônicas que fluem no corpo. Os eletrodos detectam diferenças de potencial no espaço extracelular e não fornecem informações sobre as correntes transmembrana. Os eletrodos de superfície são geralmente feitos de prata (Ag) ou com um material de Prata (Ag) / Cloreto de Prata (AgCl) e são aplicados no estrato córneo da pele. Esta é a camada mais externa da epiderme, tem 15–16  $\mu\text{m}$  de espessura e contribui fortemente para a impedância eletrodo-pele. A espessura total da pele é de cerca de 1,2 mm (MERLETTI et al., 2020).

Os eletrodos são feitos de materiais condutores, os quais em contato com material condutor que é o gel eletrolítico que deve ser aplicado ao local do teste, faz com que o metal seja atraído por íons do gel eletrolítico, resultando na impedância de entrada para o sinal sEMG do músculo para o eletrodo (KAMEN et al., 2015).

Quanto ao uso dos eletrodos de superfície é importante fazer a seleção muscular e devidos locais de aplicação, a fim de reduzir ou eliminar possíveis ruídos e artefatos. Ressaltando que o sinal sEMG pode ser afetado pela relação sinal-ruído (SNR) e artefatos, influenciado por ruído devido a, por exemplo, diafonia, mudanças na condutividade da pele e artefatos originados de, por exemplo, movimento na interface eletrodo-pele e amplificadores de sinal (KELES et al., 2020; YIN et al., 2020).

Os eletrodos de superfície ao converter o potencial elétrico gerado pelo músculo em sinal elétrico será conduzido por meio de um amplificador, em um processo chamado transdução (KAMEN et al., 2015). Considerando o eletromiógrafo um amplificador com uma faixa de frequência de cerca de 10 a vários milhares de hertz (Hz).

Ainda, deve-se considerar os eletrodos e sua importância, observando que a amplitude do potencial de ação da unidade motora (PAUM) na aquisição do sinal de sEMG). Sendo que, a captação de um eletrodo está relacionada às unidades motoras que geralmente estão entrelaçadas ao longo de todo o músculo, portanto mais que uma unidade motora (VILELA JUNIOR et al., 2018).

Após a coleta de dados, o processamento de sinal bioelétrico será realizado e um dos desafios é a eliminação do ruído sistemático (GUI et al., 2020).

### 2.6.2 Filtro e Crosstalk

Filtro é um quadripolo capaz de atenuar determinadas frequências do espectro do sinal de entrada e permitir a passagem de outros.

O termo "filtragem" se refere à atenuação de harmônicos específicos dos sinais que estão fora (ocasionalmente dentro) da largura de banda de interesse. Os "harmônicos" ou "componentes de frequência" ou "linhas espectrais" de um sinal são os componentes sinusoidais nos quais um sinal pode ser decomposto pela análise de Fourier e cuja soma reproduz o sinal (MERLETTI et al., 2020).

Um filtro passa-banda pode ser usado e classificado em relação à função executada: filtros passa-baixa (atenuando as altas frequências) e passa-alta (atenuando as baixas frequências). Em relação à tecnologia utilizada podem ser filtros *hardware* analógicos ou *software* digitais (*Butterworth*).

O filtro ideal chamado de filtro *Butterworth* apresenta ganho de voltagem que é constante para cada frequência além do corte (KAMEN et al., 2015).

Os circuitos existentes dentro do amplificador deixam passar algumas frequências, são os filtros analógicos.

*Crosstalk* são sinais de sEMG propagados por volume aos músculos vizinhos ativos (músculos *crosstalk*), juntamente com a linha de base ruído inerente ao sistema de gravação e a interface do eletrodo da pele. (DE LUCA et al., 2012).

### 2.6.3 Processamento de dados

Os sinais são gravados com técnicas de processamento de sinal estacionários e convencionais, ou seja, métodos de domínio de tempo e frequência. Sendo que a análise do sinal de sEMG, pode ser obtido através do domínio do tempo, como raiz quadrada, valor absoluto médio e valores retificados médios (KARTRICK et al., 2015).

Portanto, deve-se observar o conteúdo da frequência do sinal sEMG o qual fornece informações fisiológicas e não fisiológicas. Quanto ao aspecto fisiológico, o mesmo mostra a taxa de disparo da unidade motora e quanto ao aspecto não fisiológica mostra ruídos e artefatos. Isto, para que a extração das características sejam precisas.

## 2.7 Exoesqueleto

Exoesqueletos são dispositivos vestíveis que estão sendo desenvolvidos rapidamente para um bom aproveitamento ocupacional, com eficácia e auxiliando nas abordagens de intervenção existentes (ALABDULKARIM et al., 2019a). Incluindo exoesqueletos, para auxiliar os trabalhadores na realização de atividades manuais acima da cabeça (HUYSAMEN et al., 2018a). Outra definição associada à sua função é o exoesqueleto como uma estrutura mecânica que se integra com o exterior do corpo humano para melhorar a força muscular do usuário (LIU et al., 2020).

A classificação dos exoesqueletos pode ser de acordo com a região do corpo que deve apoiar: corpo inteiro, parte superior do corpo ou parte inferior do corpo (ALABDUKARIM et al., 2019a).

Exoesqueletos são classificados como ativos ou passivos. O exoesqueleto passivo foi utilizado no presente estudo por seu amplo potencial para aplicação industrial por auxiliar no trabalho acima da cabeça e em teoria por compensar a gravidade, o peso do braço e a carga manipulada, reduzindo o risco de DORT. Além do fato de que várias novas tecnologias estão entrando no mercado e porque seu *design* pode ser um desafio do ponto de vista da ergonomia. Porém, o exoesqueleto pode ocasionar consequências não intencionais, como o aumento da demanda física em outras regiões do corpo, ao mesmo tempo que reduz as demandas na região alvo (HUYSAMEN et al., 2018a; ALABDUKARIM et al., 2019a).

Um exoesqueleto passivo não utiliza fonte de energia externa, mas usa materiais, molas ou amortecedores que armazenam a energia do movimento do corpo humano e liberam energia quando necessário (YIN et al., 2020).

O princípio de um exoesqueleto ativo é adicionar energia mecânica ao corpo humano, reduzindo assim a carga biomecânica e reduzindo o risco de DORT. São compostos por um ou mais atuadores para aumentar a potência humana com diferentes tecnologias, como músculos pneumáticos, hidráulica ou motores elétricos, enquanto os dispositivos passivos usam a conformidade do material para fornecer compensação de gravidade e membros de mola / elásticos para armazenar e liberar energia durante os movimentos do usuário, ou seja, ajuda os trabalhadores a realizarem os movimentos físicos de forma eficaz (HUYSAMEN et al., 2018a; ALABDUKARIM et al., 2019a).

O uso de exoesqueleto industrial ocasiona algum efeito sobre a atividade muscular: esforço muscular percebido, pressão de contato medida e percebida em tronco, coxas e ombros em um plano sagital em elevação e abaixamento. O uso do exoesqueleto passivo reduz a ativação muscular e o esforço percebido para uma atividade aérea realizada (HUYSAMEN et al., 2018a). O dispositivo exoesqueleto diminui a atividade muscular dos músculos flexores de ombro e seu uso pode melhorar as tensões posturais e as atividades dos músculos antagonistas (THEUREL et al., 2018).

Para uma solução exoesquelética de braço para trabalhadores de chão de fábrica em uma linha de montagem automotiva deve ser considerada a maior amplitude possível de movimento do braço permitida pelo exoesqueleto desenvolvido, embora não impeça a amplitude de movimento do ombro de um trabalhador (HYUN et al., 2019).

O exoesqueleto passivo deve ser sem fontes de energia externas porque é difícil gerenciar a substituição regular da bateria para exoesqueletos do tipo alimentado, especialmente em ambientes industriais. O peso total do exoesqueleto do braço deve ser o mais leve possível para não ser pesado para os corpos dos trabalhadores. Para uso de longo prazo em ambientes industriais, fatores críticos como durabilidade, robustez e facilidade de manutenção devem ser garantidos tanto quanto possível (HYUN et al., 2019).

### **3 METODOLOGIA**

Neste capítulo a metodologia foi dividida em: Coleta de dados (caracterização da pesquisa, comitê de ética em pesquisa, participantes, eletromiógrafo, eletrodos e exoesqueleto) e Metodologia de análise de dados (análise dos dados eletromiógrafos, filtragem, normalização, segmentação e extração de características).

#### **3.1 Metodologia de coleta de dados**

##### **3.1.1 Caracterização da pesquisa e Comitê de ética em pesquisa.**

Este trabalho foi realizado no Laboratório BIOTECA UTFPR (Laboratório de Biossinais e Tecnologias Assistivas) localizado na Universidade Tecnológica Federal do Paraná campus Curitiba. O estudo foi através de uma pesquisa exploratória e descritiva quali-quantitativa, sendo que a pesquisa exploratória tem como objetivo principal o aprimoramento de ideias ou a descoberta de intuições; proporcionando maior familiaridade com o problema e torná-lo mais preciso ou levantar hipóteses pesquisáveis (GIL 2002). O estudo descritivo demonstra as características de determinada população ou fenômeno, além de que uma abordagem qualitativa onde o procedimento envolve a interrogação direta das pessoas em que o comportamento das pessoas se deseja conhecer (GIL, 1997). Método que se justifica através do levantamento de dados durante e após a utilização do modelo exoesqueleto de membros superiores.

O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR) sob o parecer CAAE 89638918.0.0000.5547).

##### **3.1.2 Participantes**

Os participantes voluntários da comunidade acadêmica e população em geral, foram convidados a participar da pesquisa e obtiveram explicação sobre os procedimentos a serem realizados através de um protocolo experimental. Mediante

aceitação de todos, foram orientados quanto à leitura e assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) de acordo com as normas do Conselho Nacional de Saúde. Todos assinaram o termo. Os critérios de inclusão foram cumpridos por todos os participantes e são os seguintes: Indivíduos de sexo masculino e feminino, com idade maior que 18 anos, sem a presença de nenhuma limitação física, psicológica ou fisiológica que impeça a execução do roteiro experimental proposto. Critérios de exclusão: Participantes que não atendessem às solicitações que possibilitassem a execução do experimento, que não pudessem participar do experimento em sua íntegra ou que por algum motivo decidissem abandonar o experimento durante a coleta de dados, que apresentassem problemas em relação à montagem dos sensores como: aqueles que se sentissem desconfortáveis com os sensores ou, que por motivo pessoal ou técnico, pudessem alterar os resultados. Ainda, os participantes que apresentassem dificuldades na utilização do equipamento seriam excluídos da amostra.

Para a realização do estudo participaram 08 indivíduos, sendo 06 (seis) homens e 02 (duas) mulheres com faixa etária na média de 39,6 e desvio padrão  $\pm 14,2$ , peso na média de 79,5 e desvio padrão  $\pm 17,4$  e altura média de 1,69 cm e desvio padrão  $\pm 0,06$ .

As informações quanto aos dados antropométricos, idade e sexo dos participantes selecionados estão detalhados na Tabela 1.

**Tabela 1** – Dados dos participantes selecionados com dados antropométricos, idade e sexo.

<b>PARTICIPANTE</b>	<b>IDADE</b>	<b>PESO</b>	<b>ALTURA</b>	<b>SEXO</b>
#1	43	106	175	M
#2	57	75	170	M
#3	51	97	175	M
#4	57	81	173	M
#5	29	52	160	F
#6	24	62	160	F
#7	24	78	174	M
#8	32	85	169	M

Fonte: Autoria própria (2021).

### 3.1.3 Eletromiógrafo

Foi utilizado para aquisição de sinais eletromiográficos, um dispositivo sEMG portátil MIOTEC de 4 canais (Miotool 400) com uma frequência de amostragem de 2.000 amostras/segundo em Hz, 12 bits – conversão analógica em digital com ganho de entrada de 100x. A Figura 9, mostra o fluxograma de preparo do eletromiógrafo com a configuração dos canais para cada músculo a ser coletado. Neste estudo foram utilizados 3 canais do eletromiógrafo, mostrados na Tabela 3: Um para o músculo Deltoide anterior (Canal 1), Deltoide médio (Canal 2) e Trapézio (Canal 3), grupos musculares unilateralmente eleitos por participarem do movimento de flexão de ombro.

Observando que os respectivos grupos musculares têm como funções: Deltoide Anterior (DA) - flexão de ombro, Deltoide Médio (DM) – elevação lateral do membro superior, Trapézio (Tr) – elevação do ombro (estes 3 grupos fazem parte de um complexo conjunto de músculos que compõem o ombro e importantes no movimento de flexão e elevação de membro superior).

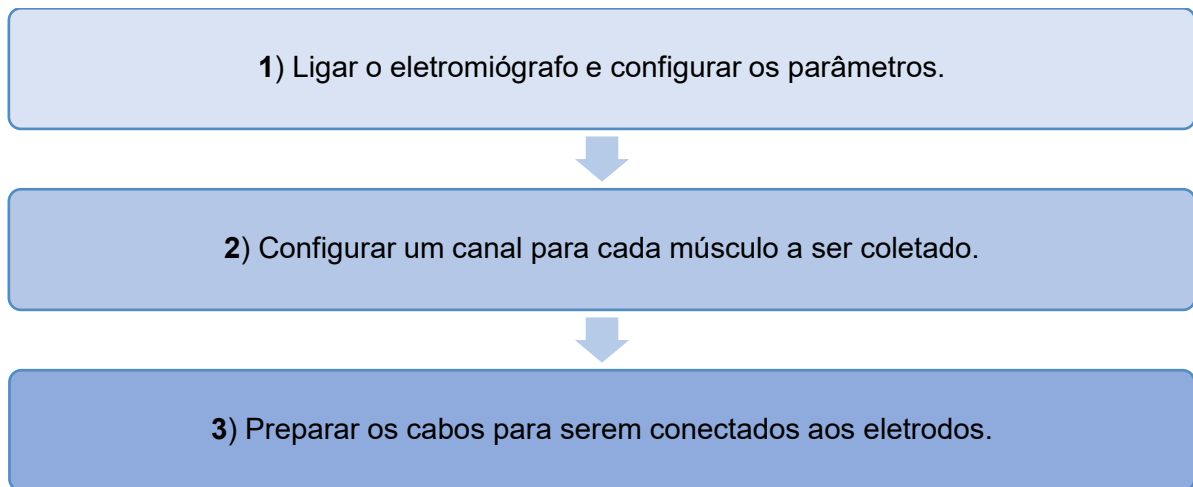
**Tabela 2** – Distribuição de Grupos Musculares e Canais do sEMG.

MÚSCULOS	ELETROMIÓGRAFO			
	CANAL 1	CANAL 2	CANAL 3	CANAL 4
Deltóide Anterior	SIM	-	-	-
Deltóide Médio	-	SIM	-	-
Trapézio	-	-	SIM	-

Fonte: Autoria própria (2021).



**Figura 9** – Fluxograma de preparo do Eletromiógrafo.

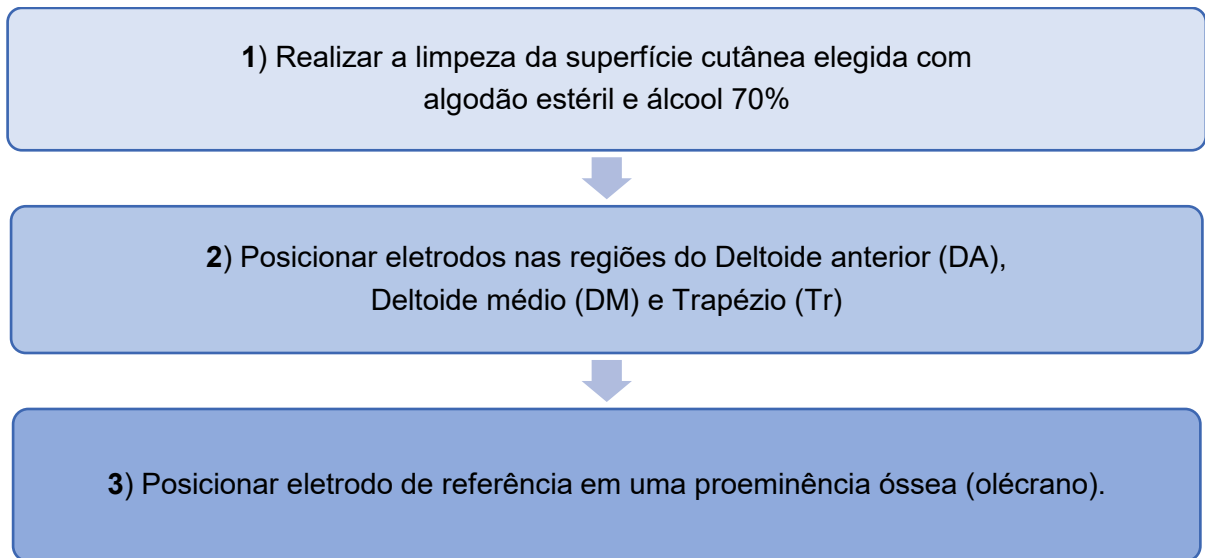


Fonte: Autoria própria (2021).

### 3.1.4 Eletrodos

Os participantes foram orientados para se posicionarem em pé de frente para o examinador e seguiram as orientações conforme protocolo estabelecido. Conforme a Figura 10, a técnica iniciou-se com a limpeza da superfície cutânea elegida, a qual foi tratada com algodão estéril e álcool 70%, antes da aplicação de eletrodos bipolares Ag/AgCl da marca *Solidor* colocados sobre cada músculo (distância intereletrodo: 20 mm) de acordo com as orientações do protocolo SENIAM (Eletromiografia de superfície para avaliação não invasiva dos músculos) (HERMENS, 2000), na tentativa de reduzir a impedância eletrodo-pele e melhorar a estabilidade e qualidade do contato, removendo células mortas e substâncias oleosas e reduzindo a espessura do *stratum corneum* que atua como um capacitor (HERMENS, 2000; MERLETTI, 2020).

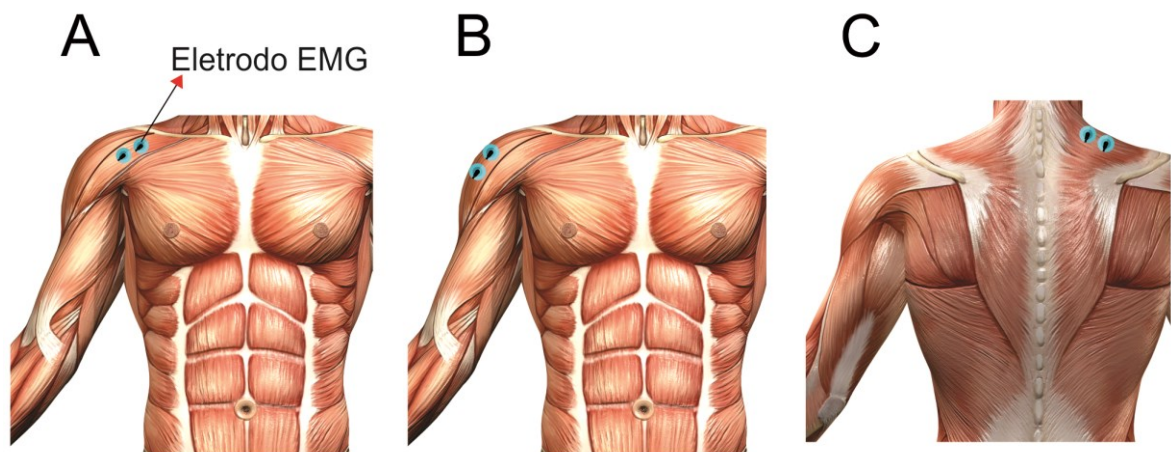
**Figura 10** – Fluxograma de colocação dos eletrodos.



Fonte: Autoria própria (2021).

O eletrodo de referência foi colocado unilateralmente no lado dominante na região do olécrano e demais localizações dos eletrodos de acordo com SENIAM (KELES et al., 2020; HERMES et al., 2000) para diminuir os ruídos. Os demais eletrodos de superfície bipolares foram posicionados sobre o ventre muscular dos músculos Trapézio (Tr), Deltoide anterior (DA), Deltoide médio (DM), conforme Figura 11, para uma melhor qualidade da aquisição do sinal. Primeiramente, um par de eletrodos foram posicionados no ventre muscular do Deltoide anterior, um par de eletrodos posicionados paralelamente as fibras musculares no Deltoide médio e um par de eletrodos paralelos as fibras musculares no Trapézio.

**Figura 11** – Posicionamento dos eletrodos em A) Deltoide anterior (DA), B) Deltoide médio (DM) e C) Trapézio (Tr).



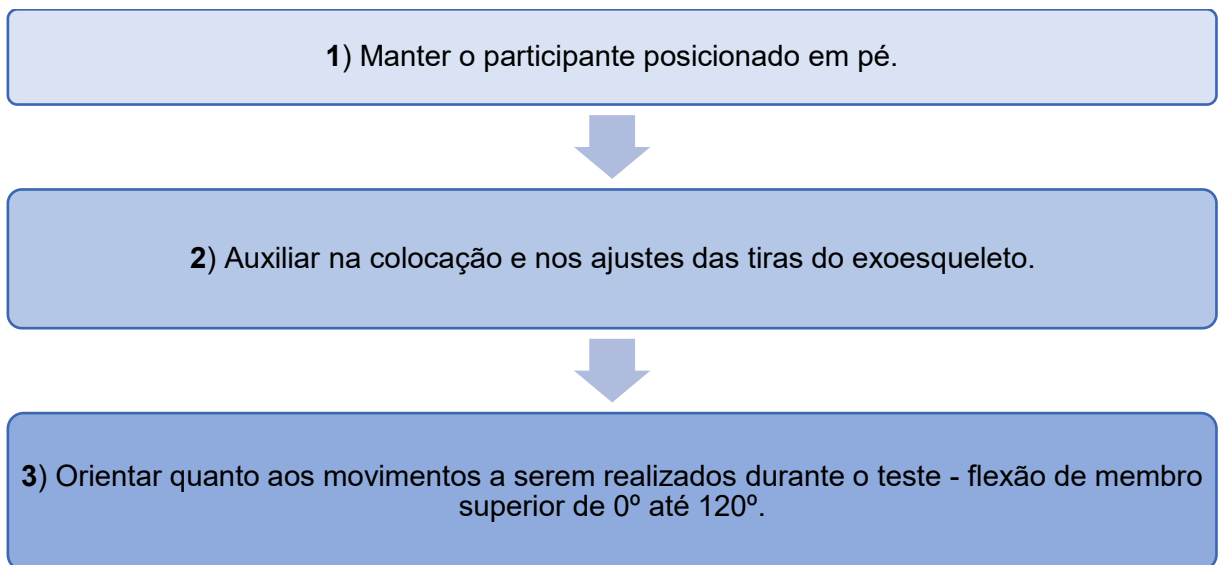
Fonte: CRAM (2011).

### 3.1.5 Exoesqueleto

Após a colocação dos eletrodos, cada participante foi instruído e auxiliado na colocação do dispositivo exoesqueleto conforme fluxograma demonstrado na Figura 12. Foi utilizado um exoesqueleto, modelo vestível, classificado como passivo para membros superiores, o *ShoulderX* (3º ed) (10.1109/WEARRACON.2019.8719402), da *American* marca *SuitX*®, como mostrado na Figura 13 (a) Vista anterior, (b) Vista lateral e (c) Vista posterior do exoesqueleto.

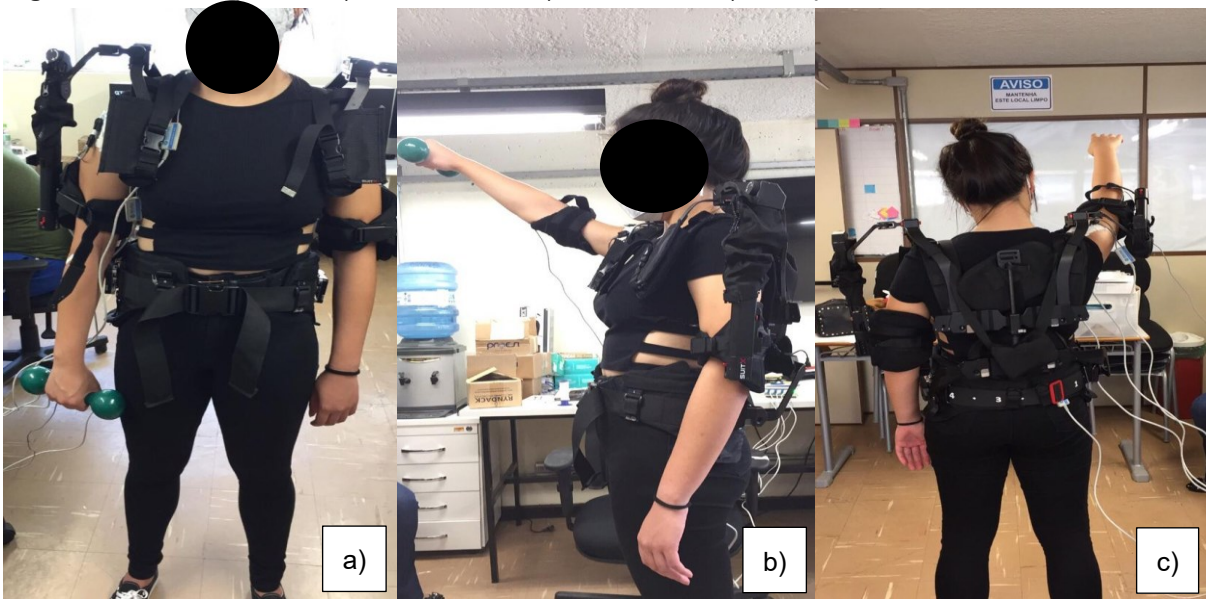
O exoesqueleto contém mecanismos de mola e 14 (quatorze) opções de ajustes no corpo do usuário. Durante a coleta dos dados, realizou-se o levantamento e abaixamento de peso simulando uma possível ferramenta, o exoesqueleto colocado junto ao tronco como uma mochila, composto por parte anterior e posterior preso ao corpo por tiras ajustáveis. O tempo de montagem foi de aproximadamente 2 (dois) minutos (HUYSAMEN et al., 2018).

**Figura 12** – Fluxograma de montagem do Exoesqueleto.



Fonte: Autoria própria (2021).

**Figura 13** – Exoesqueleto: a) Vista anterior; b) Vista lateral; c) Vista posterior.



Fonte: Autoria própria (2021).

### 3.1.6 Coleta de dados

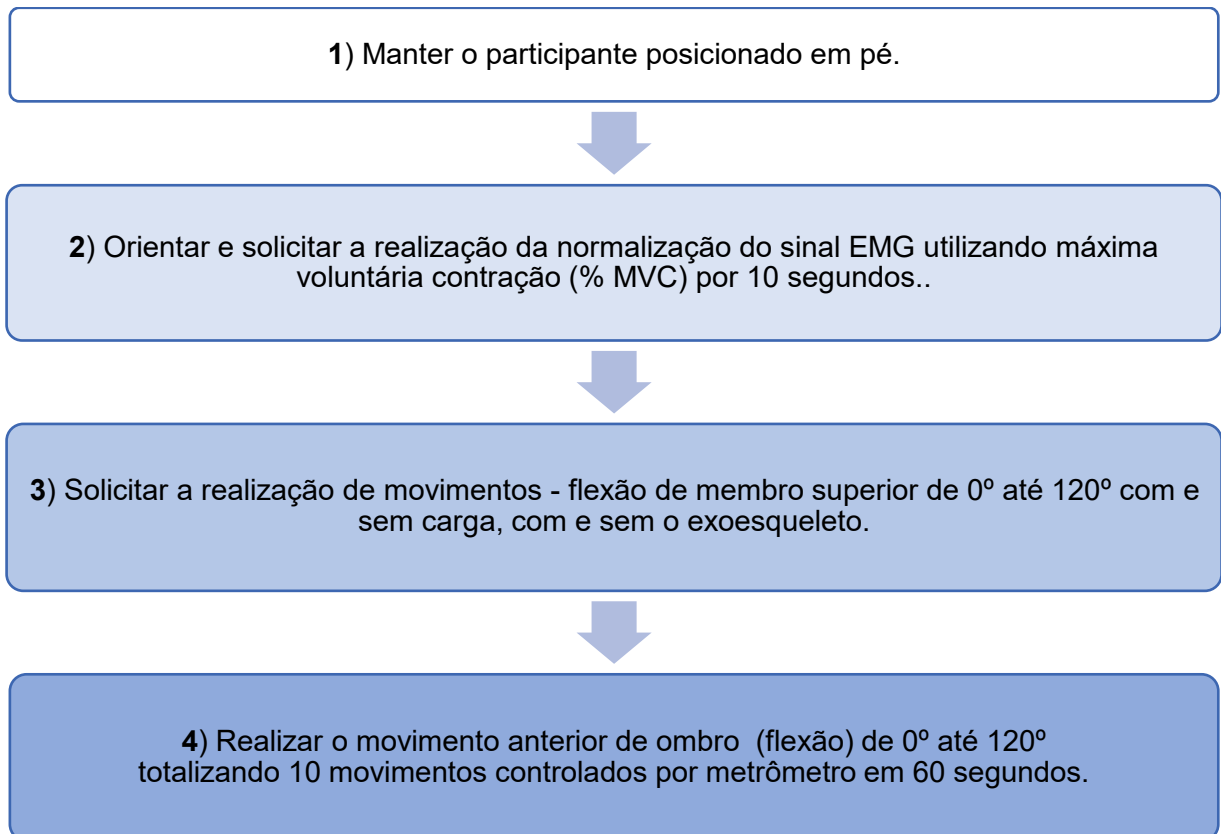
Após a colocação dos eletrodos e do exoesqueleto, cada participante em posição em pé foi orientado conforme Figura 14 e Tabela 2 para realizar a máxima contração voluntária (MCV) com movimentos repetidos de elevação anterior de ombros de  $0^\circ$  a  $120^\circ$  por 10 segundos, isto para normalizar o sinal de sEMG de cada grupo muscular selecionado e respectivo movimento da seguinte forma: Deltoide anterior (DA), o participante foi solicitado a realizar o movimento de flexão de membro superior direito com resistência realizada pelo examinador em região acima do punho direito; Deltoide médio (DM) o participante foi solicitado a realizar o movimento de abdução de membro superior direito com resistência realizada pelo examinador em região acima do punho direito; Trapézio (Tr), O participante foi solicitado a realizar o movimento de levantamento do ombro com resistência realizada pelo examinador na região do ombro. Ao participante ainda posicionado em pé, foi solicitado que realizasse o teste em quatro sequências de elevação frontal de braço unilateral, sem e com carga de 1,5 kg (equivalente a uma ferramenta), sem e com exoesqueleto variando o ângulo de  $0^\circ$  (repouso) até  $120^\circ$  por 60 segundos. Após o término do teste, os eletrodos e exoesqueleto foram retirados.

**Tabela 3** – Protocolo utilizado na pesquisa – Grau dos movimentos, peso, tempo e quantidade de flexões de ombro.

Movimento	Grau do Movimento Com ou Sem Exoesqueleto	Peso Utilizado ou não	Tempo de Avaliação e Número de Movimentos de Flexão
MCV	à 90 °	COM PESO	10 segundos
1º DINÂMICO	0 à 120º SEM EXO	SEM PESO	60 segundos (10 mov)
2º DINÂMICO	0 à 120º COM EXO	COM PESO	60 segundos (10 mov)
3º DINÂMICO	0 à 120º SEM EXO	SEM PESO	60 segundos (10 mov)
4º DINÂMICO	0 à 120º COM EXO	COM PESO	60 segundos (10 mov)

Fonte: Autoria própria (2021).

**Figura 14** – Fluxograma de coleta de dados.

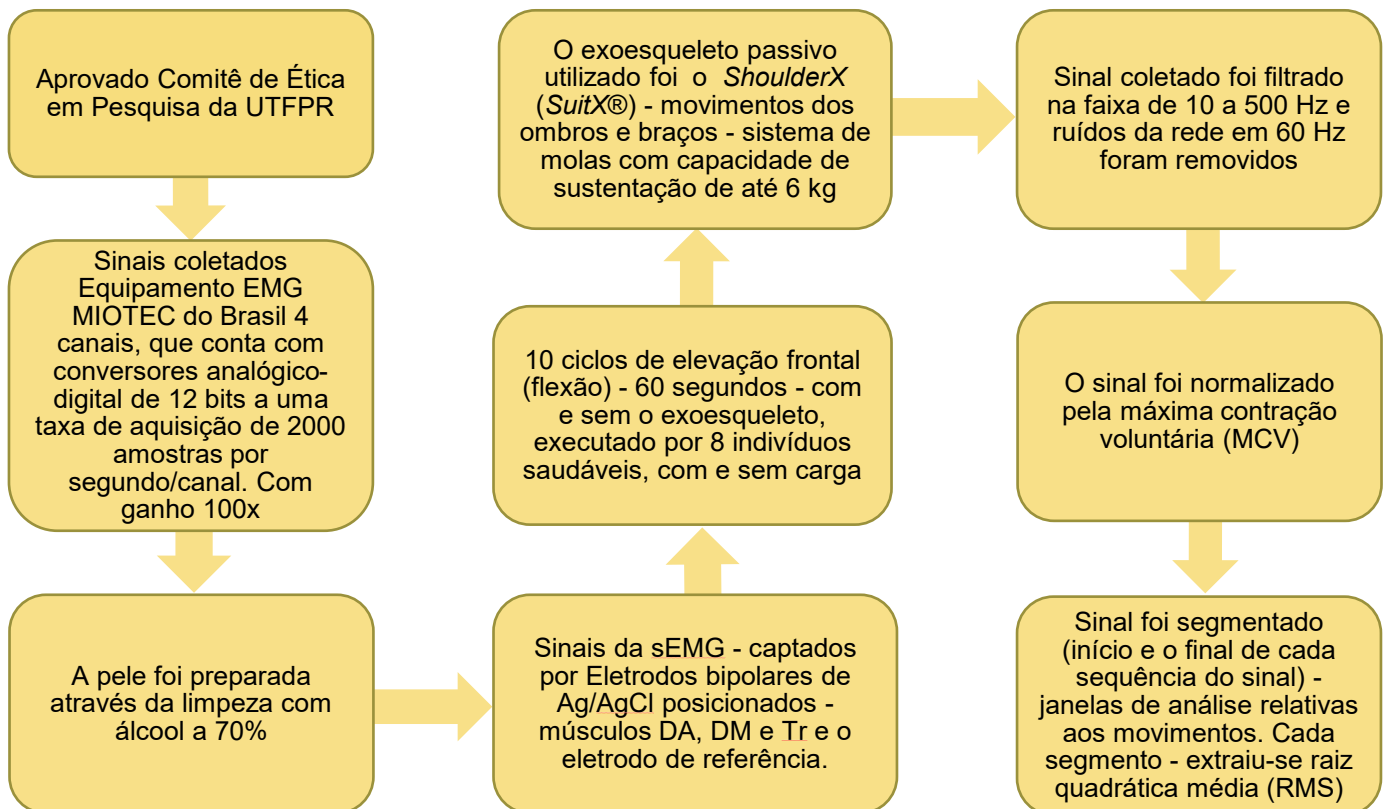


Fonte: Autoria própria (2021).

### 3.1.7 Protocolo Experimental

Esta seção trata-se do protocolo experimental de aquisição de dados e processamento de sinais. Segue abaixo relacionado na Figura 15, o fluxograma do protocolo experimental resumido.

**Figura 15** – Fluxograma do protocolo experimental resumido.



Fonte: Autoria própria (2021).

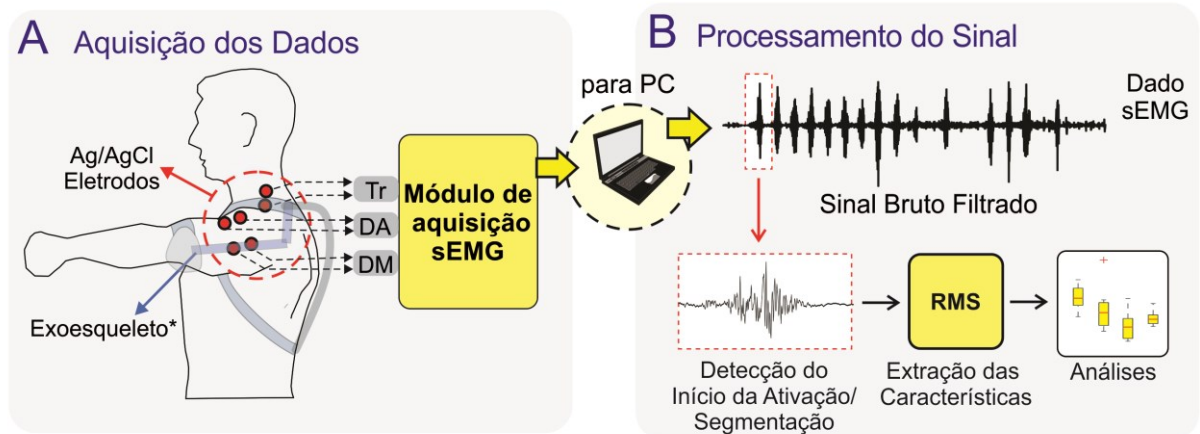
### 3.2 Metodologia de análise de dados

#### 3.2.1 Análise dos dados eletromiográficos e Processamento do Sinal sEMG.

Após a aquisição dos sinais dos músculos Deltoide anterior, Deltoide médio e Trapézio, mostrados na Figura 16, em seguida foram processados e analisados através do programa MATLAB® 2018, que é um *software* usado na análise dos dados, onde foi aplicado um filtro digital passa-banda nos sinais ( Butterworth 3ª Ordem, 20-500 Hz) (HUYSAMEN et al., 2018). Os dados foram segmentados utilizando um algoritmo segmentação de onset por limiar duplo (DTOS). A métrica usada para avaliação da ativação muscular foi a raiz quadrática média (RMS), de acordo com as Figuras 16 e 17. Os dados coletados através dos sinais do eletromiógrafo dos movimentos de membros superiores com e sem o exoesqueleto, com carga e sem carga foram normalizados pela máxima contração voluntária (MCV), que foi usada para definir a amplitude relativa dos sinais sEMG e os dados processados foram

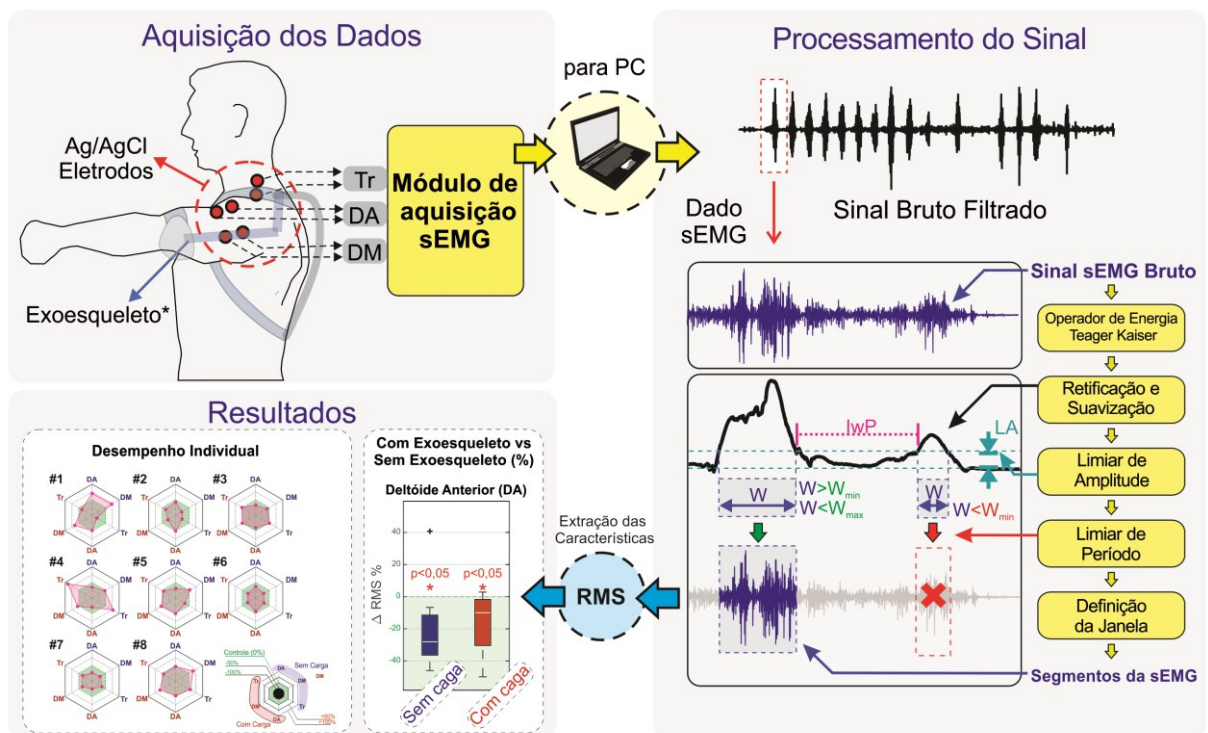
representados como uma fração da MCV para cada grupo muscular e participantes, conforme protocolo estabelecido e submetidos ao processamento realizado no MATLAB® e analisados por testes estatísticos.

**Figura 16** – Processo de aquisição e processamento do sinal eletromiográfico.



Fonte: Autoria própria (2021).

**Figura 17** – Segmentação de início de limiar duplo (DTOS): Os sinais de energia são calculados a partir do EMG bruto usando o operador de energia Teager-Kaiser (TKEO). A energia retificada é suavizada e um limite duplo (amplitude e tempo) é aplicado para definir uma janela contendo o período EMG ativo (região de interesse).



Fonte: Autoria própria (2021).

### 3.2.2 Filtragem

No presente trabalho foi utilizado filtro *Butterworth* passa-banda entre 20-500 Hz e um filtro *Notch IIR* com um fator de qualidade  $Q = 20$  para remover o ruído da rede elétrica (60 Hz). Foi utilizado filtros nos primeiros e últimos momentos do sinal onde geralmente existem artefatos oriundos de: dinâmica do eletrodo, dinâmica do filtro e movimentos executados durante início/fim do sinal. Para resolver isso foi substituí-se partes do sinal por zero.

### 3.2.3 Normalização

O sinal foi normalizado pela Máxima Contração Voluntária (MCV) detectada antes da aquisição dos sinais.

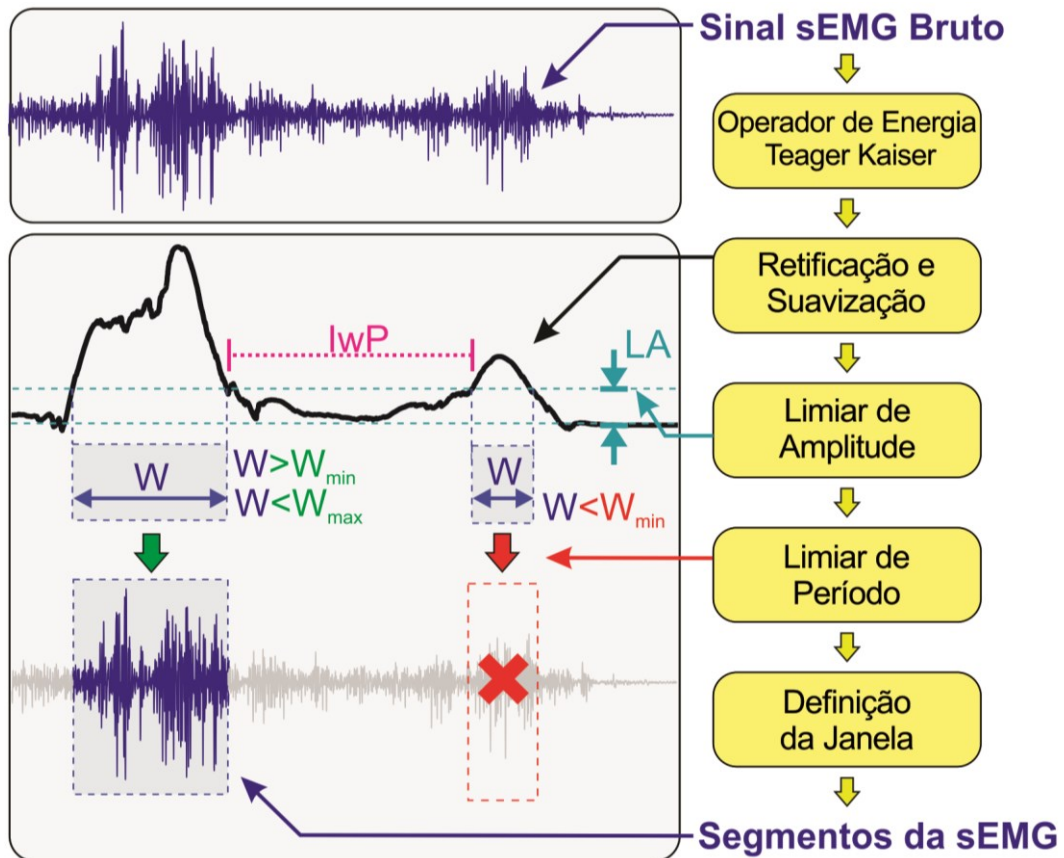
A normalização da amplitude é uma prática comum e reconhecida, aplicada para reduzir interferências intrínsecas e extrínsecas à amplitude dos sinais, permitindo comparações entre sujeitos e condições.

### 3.2.4 Segmentação e Extração de Características

Foi elaborado um algoritmo para extração de características e cálculos de indicadores de interesse da pesquisa. De forma geral, o algoritmo é a sequência de operações que precisa ser executada. Definida como região de interesse do sinal que foi segmentada automaticamente utilizando o método DTOS (*double threshold onset segmentation*). O sinal foi cortado da seguinte forma: retificado, somado, suavizado e comparado com dois limiares (de amplitude e tempo). Esse procedimento é baseado no método de segmentação que é a aplicação de um limite de amplitude e tempo para detectar região de interesse do sinal a partir do início e deslocamento do sinal. Os segmentos do sinal relativos aos movimentos foram segmentados, o que determinou o início e o final de cada sequência do sinal, estabelecendo assim as janelas de análise relativas aos movimentos, apresenta-se através de um resumo nas Figuras 17 e 18.



**Figura 18** – Segmentação de início de limiar duplo (DTOS): O sinal de energia foi calculado a partir do EMG bruto usando o operador de energia Taeger-Kaiser (TKEO). A energia retificada é suavizada e um limiar duplo (amplitude e tempo) é aplicado para definir uma janela contendo o período EMG ativo (região de interesse). IWP distância entre pulsos  $W$  tamanho da janela limiar de período distância dos pulsos.



Fonte: Autoria própria (2021).

Ainda na Figura 17 e 18, o sinal de energia de cada canal foi extraído usando um Taeger-Kaiser Energy Operator (TKEO) no vetor filtrado bruto. O operador TKEO é definido como:

$$\psi(x_i) = x_i^2 - x_{i-1} * x_{i+1}$$

onde  $x_i$  é a  $i$ -ésima amostra do vetor de sinal, ou seja, realça a diferenças do sinal; contribuindo com o algoritmo a encontrar a transição entre o período de repouso e a ativação muscular. Depois de operar o TKEO para todo o vetor de sinal de cada canal sEMG, o sinal foi retificado (valor absoluto). O sinal retificado de todos os canais são somados em um único vetor. Então um envelope linear é gerado filtrando a sinal resultante com um filtro passa-baixa de segunda ordem filtro Butterworth com um corte de frequência de 5 Hz. O sinal é comparado por um limiar que é definido

heurísticamente para detectar o início e o deslocamento do sinal de sEMG. O limiar (LA) foi definido individualmente para que cada sinal de cada sequência seja segmentado por um valor ótimo. O limiar foi aumentado gradativamente até o número esperado de janelas detectadas é alcançada. A partir deste ponto, o limite é otimizado procurando o valor que maximiza a energia do sinal dentro da janela ( $E(W)$ ) usando a função:

$$LA = \underset{W(th)}{\operatorname{argmax}} \left( \frac{E(W)}{|W|} + \lambda * (|W|_0 - W_{ref}) \right)$$

onde  $W$  é o intervalo que define as janelas de sinal onde o sinal está maior do que o valor limite (LA)  $|W|_0$  é o comprimento do sinal (10 norma) e  $\lambda$  é um termo de regularidade relacionado à contribuição do desvio de  $W$  de um tamanho de janela de referência  $W_{ref}$ . Neste trabalho  $\lambda = 10$  e  $W_{ref} = 3$  segundos.

O período entre o início e o fim de cada janela segmentada está dentro de um intervalo determinado (entre  $W_{min}$  e  $W_{max}$ ), um rótulo de tempo é definido. No presente trabalho, o intervalo foi de 1 segundo a 7 segundos com base no protocolo experimental. As janelas de sinal que estavam separadas de menos do que um valor predefinido (IwP), igual a 600 ms neste estudo, foram concatenadas em um único vetor, caso contrário, o vetor de sinal é descartado.

Os intervalos de tempo resultantes do algoritmo definem a região de interesse da qual as características são extraídas após encontrar a matriz de sinal  $N \times 4$  para cada segmento do sinal detectado. As características são métricas do sinal para representar parâmetros fisiológicos constantes e dinâmicos, como a força durante as contrações.

A partir de cada segmento, extraiu-se a raiz quadrática média (RMS) do sinal contido em cada janela, que é um parâmetro relacionado ao nível de contração muscular, ou seja, o RMS é relacionado à força constante e contração não fadigável. O valor RMS do  $j$ -ésimo segmento ( $RMS_j$ ) é definido por objetivo:

Onde  $N_j$  é a dimensão da janela de análise em número de amostras, considerando uma janela de sinal sEMG com  $N$  pontos de dados  $x = \{x_1, x_2, \dots, x_n\}$  e  $x_i$  é o  $i$ -ésimo ponto de sEMG na janela, assim representa o vetor de amostras do sinal de EMG contido na janela. O cálculo da duração da contração muscular é realizado

conforme a equação abaixo relacionada.

$$RMS_j = \sqrt{\frac{1}{N_j} \sum_{i=1}^{N_j} x_i^2}$$

Considerando uma sequência de LA disparos mioelétricos, a sequência de valores RMS pode ser demonstrada como um vetor de característica  $\mathbf{F} = \{RMS_1, RMS_2, \dots, RMS_L\}$ .

Os *outliers* foram removidos, onde os *outliers* foram detectados usando como critério os elementos mais de três Desvio Mediano Absoluto (MAD) escalonado da mediana. O MAD escalonado é definido como  $c \times \text{mediana}(\mathbf{F} - \tilde{\mathbf{F}})$ , onde  $c = -1/(\sqrt{x} \operatorname{erfcinv}(3/2))$ , sendo a função  $\operatorname{erfcinv}(\cdot)$  a função de erro complementar inversa.

Como os valores EMG diferem de indivíduo para indivíduo, mesmo após a normalização, as análises devem considerar as alterações individuais. Todos os valores foram representados como uma variação relativa do controle e este foi considerado a condição “sem exoesqueleto”. O valor relativo foi calculado como:

$$\% \Delta RMS = \left( \frac{RMS_{Exo} - RMS_{Control}}{RMS_{Control}} \right) \cdot 100\%$$

onde  $RMS_{Exo}$  e  $RMS_{Control}$  são os valores médios em relação a uma aquisição com e sem o exoesqueleto, respectivamente. Os dados sEMG são apresentados usando diferenças relativa das características porque há uma diferença significativa entre os indivíduos. Portanto os resultados só podem ser comparados da diferença entre os indivíduos usando a condição sem exoesqueleto como controle.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo, será apresentado a análise dos resultados eletromiográficos onde foi observado que o uso exoesqueleto passivo de membros superiores, permitiu uma redução significativa na atividade muscular para Deltoide anterior numa comparação entre os indivíduos e que não tem uma eficácia global para todos os participantes testados; a qual pode ser devido a possíveis diferenças individuais, tais como: dados antropométricos, idade.

Portanto, os resultados só podem ser em comparação com a diferença intra indivíduos que usam a condição sem exoesqueleto como controle.

Uma possibilidade comum é assumir que o uso de exoesqueleto pode reduzir as características do sinal sEMG associados à energia do sinal (que é um indicativo do esforço) durante a execução do movimento. A redução é significativa considerando a amostra como mencionada acima. No entanto, os resultados individuais indicam que alguns indivíduos podem não experimentar uma redução nas características sEMG em alguns cenários. Este aspecto individual do resultado pode estar relacionado à aptidão física do usuário do exoesqueleto. Outros aspectos podem influenciar o comportamento individual durante o uso do dispositivo, como por exemplo, o peso do dispositivo e a adaptação à tecnologia.

### 4.1 Análise dos resultados eletromiográficos

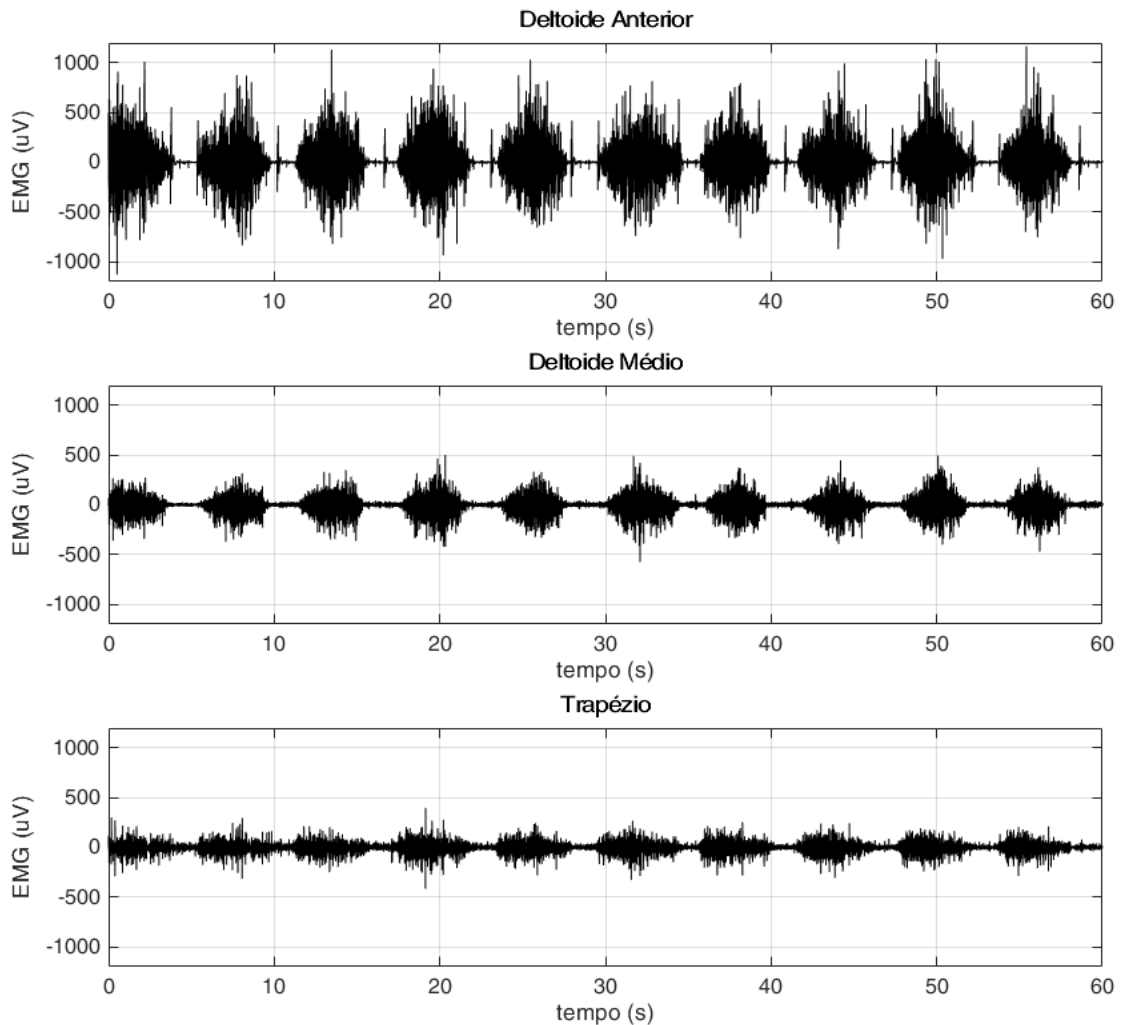
Esta seção se divide em diagrama de caixa e análise de dispersão, análise de medianas, valores médios nas repetições e RMS.

#### 4.1.1 Diagrama de caixa e análise de dispersão

A Figura 19, mostra a atividade sEMG dos músculos Deltoide anterior (DA), Deltoide médio (DM) e Trapézio (Tr). De acordo com o Figura 20, as características eletromiográficas para cada amostra estão ilustradas nos diagramas de caixa ou boxplots, os quais representam a distribuição de cada músculo (com e sem carga) e a distribuição da variação relativa RMS ( $\% \Delta \text{RMS}$ ). Sendo a linha central mostra a

média e partes superior e inferior da caixa o 25º e 75º percentis respectivamente. Os bigodes se estendem ao mínimo e máximo valores não considerados *outliers*. Os *outliers* são marcados como símbolo +, que são dados acima de + ou – 1,5 vezes o intervalo interquartil da média. Valores abaixo da linha central (em 0%) pode ser lida como uma redução em relação ao caso controle.

**Figura 19** – Atividade sEMG dos músculos Deltoide anterior (DA), Deltoide médio (DM) e Trapézio (Tr).

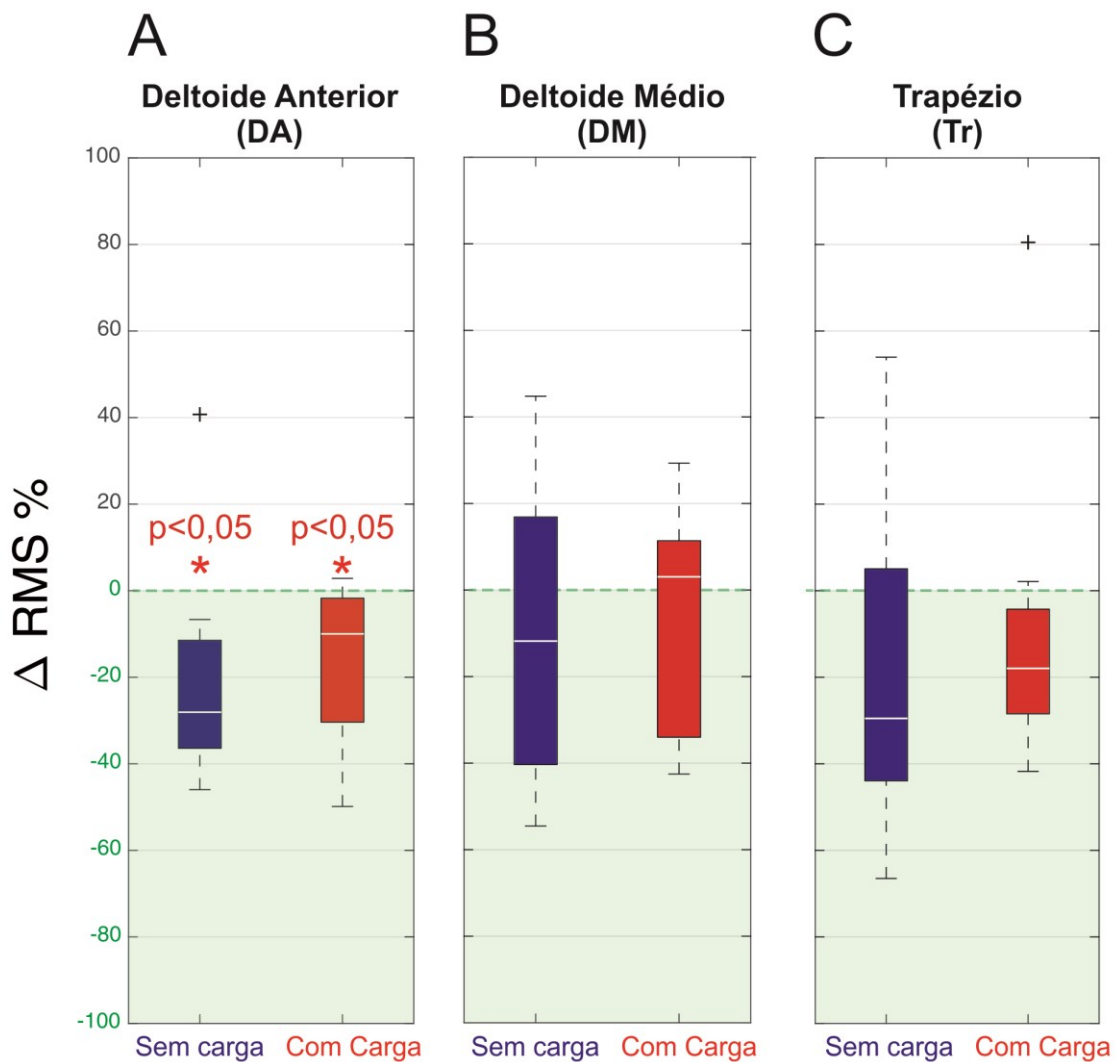


Fonte: Autoria própria (2021).

A Figura 20 mostra a distribuição da variação relativa RMS, os *boxplots* representam cada músculo (com e sem carga) para todas as atividades realizadas.

Os asteriscos sobre o *boxplot* representam uma diferença significativa ( $p < 0,05$ ) o que foi observado para o músculo Deltoide anterior (com e sem carga). Uma redução também foi observada para a maioria dos casos do Deltoide médio e Trapézio, no entanto, a redução não foi significativa.

**Figura 20** – Distribuição do desvio RMS para músculos A) Deltoide anterior, B) Deltoide médio C) Trapézio. As marcas representam uma diferença significativa entre o uso da carga.



Fonte: Autoria própria (2021).

O Deltoide anterior é o principal músculo envolvido em tarefas de elevação, portanto o valor de RMS reflete a ativação muscular e, conseqüentemente sua redução quando o exoesqueleto está utilizado. Como o Deltoide médio e o Trapézio são músculos auxiliares, seu recrutamento não refletiu no sinal sEMG em primeiro lugar desta forma, a redução também não foi significativa. Quando a carga foi incluída no teste, a diferença torna-se mais próxima de 0% (sem variação).

Isso pode ter ocorrido porque a mola carregada, que sustenta o braço do exoesqueleto, fornece uma força de auxílio e, portanto, a redução relativa é mitigada à medida que a carga aumenta. Porém, para avaliar essa possibilidade, o participante teria que ser submetido a uma gama mais ampla de cargas. Esta é uma limitação

deste estudo, pois o objetivo era avaliar os efeitos de curto prazo e, portanto, um longo experimento criaria um viés causado pela fadiga muscular. Assim, é claro que o uso do exoesqueleto pode ajudar a reduzir o esforço de alguns grupos musculares principalmente para Deltoide anterior (DA). Além disso, a tecnologia pode beneficiar alguns indivíduos, enquanto para outros, pode resultar em um aumento do esforço muscular.

Considerando que os participantes tiveram apenas um contato com o dispositivo, esse efeito pode ser causado pela inexperiência do indivíduo com a tecnologia. Além de que as medidas corporais (aptidão física, massa corporal e altura) podem influenciar o desempenho do exoesqueleto. No entanto, a longo prazo, uma possível desvantagem para esta tecnologia é que alguns músculos podem ficar sobrecarregados. Nesse trabalho, investigamos apenas músculos que poderiam ser beneficiados com o uso do exoesqueleto. Quando o participante levanta o braço, a mola carregada do dispositivo ajuda o movimento com uma força para cima. Durante o movimento descendente, o indivíduo carregue a mola, ativando o tríceps. Por exemplo, o aumento do pico de amplitude do torque afetam a redução no Deltoide anterior e Trapézio para trabalho de sobrecarga, mas o aumento do torque também pode demandar esforço muscular agonista para alguns indivíduos. Além disso, o peso do equipamento deve não ser negligenciado para uso de longo prazo, embora não haja tronco e pernas significativas a atividade muscular foi observada em uma tarefa sobrecarregada estática de curto prazo.

Exoesqueletos passivos não são facilmente ajustados pelo participante, como deveria ser ajustado individualmente antes do uso. A falta de ajustes finos da carga da mola, o comprimento do braço e a localização da correia podem levar a um ponto de operação abaixo do ideal na perspectiva biomecânica. Além disso, a falta de experiência com o equipamento pode estimular o indivíduo a realizar atividades desnecessárias esforços durante o movimento. Não se sabe ao certo qual é o tempo de aclimação necessário e como avaliá-lo a partir do eletromiográfico perspectiva.

#### 4.1.2 Análise das medianas

Com objetivo de avaliar o comportamento de cada participante, apresenta-se a Figura 21 que mostra o desvio RMS; onde os vértices do hexágono representam os músculos onde a aquisição foi realizada, músculos em vermelho são relativos a testes com carga, enquanto o lado azul do polígono representa os mesmos músculos, mas em relação a tentativas sem carga. O valor foi calculado pela média da redução relativa no RMS do 3º ao 8º movimento (para manter apenas o período de estado estacionário do ensaio) em relação ao controle conforme definido na equação de  $RMS_j$ . Os marcadores dentro do hexágono representam a porcentagem dos valores de RMS nas diferentes condições, variando desde +100% a -100% do desvio para RMS. O polígono central tracejado (marcado como controle) significa que não há desvio RMS em relação ao controle (sem exoesqueleto). Desta forma, os polígonos dentro da área de controle significam que há uma redução para aquele músculo e condição para o individual.

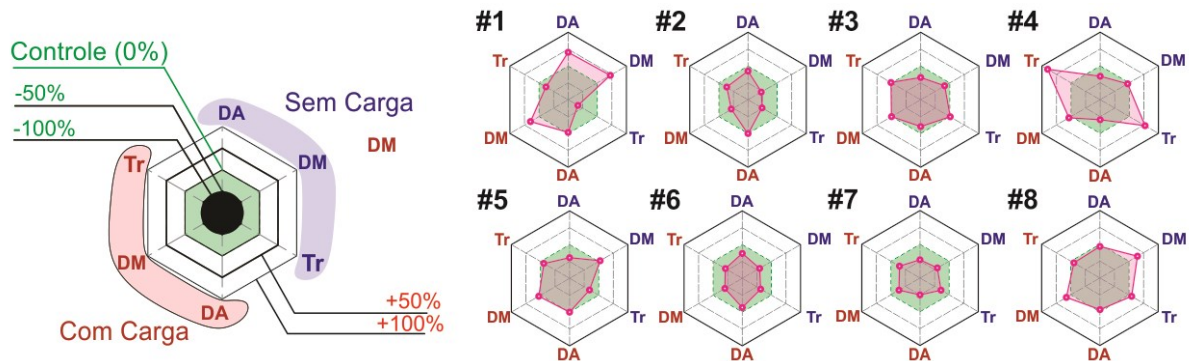
Para alguns dos voluntários, a variação RMS do caso controle foi perto de zero (nenhuma diferença entre usar ou não o exoesqueleto). Participantes 1 e 8 demonstram este cenário, que têm em semelhante a maior massa corporal em relação a outros. Para alguns participantes, como 2, 3 e 7, foi observado uma redução. No entanto, pode não haver uma relação direta com as medidas corporais e a redução efetiva do esforço muscular com o uso do exoesqueleto, mas é notável que diferentes indivíduos podem responder diferente ao dispositivo.

Todas as amostras foram comparadas quantitativamente considerando a média do Valor RMS da repetição 3 e 8, conforme já mencionado. De uma amostra teste de Kolmogorov-Smirnov, a hipótese nula de que os dados vêm de uma distribuição normal padrão foi rejeitada ao nível de significância de 5%. Portanto, para comparar os grupos um Wilcoxon não paramétrico bilateral foi usado, teste de classificação para medianas iguais foi realizado para testar a possibilidade de que as diferenças vêm de uma distribuição cuja mediana é zero.

Os dados são resumidos e demonstrados na Tabela 4 com a mediana e intervalo interquartil (IQR) para cada músculo. Os valores de p em negrito indicam um  $p < 0,05$ , o que indica que a hipótese nula (mediana igual a zero) pode ser rejeitada ao nível de 5%.



**Figura 21** – Desvio de porcentagem de RMS para cada sujeito do sEMG adquirido dos músculos AD, MD e Tr em condições de carga (vermelho) e sem carga (azul). Os valores obtidos nos músculos são representados em vértices.



Fonte: Autoria própria (2021)

A Tabela 4 mostra a mediana e intervalo interquartil (IQR) para cada músculo e os valores em negrito indicam um  $p < 0,05$  que significa mediana igual a zero (hipótese nula) pode ser rejeitada ao nível de 5%.

**Tabela 4** – Variação do intervalo interquartil mediano relativo do valor RMS para cada músculo.

	Média		IQR		p-Valor	
	Sem Carga	Carga	Sem Carga	Carga	Sem carga	Carga
DA	-28.07	-9.98	24.94	28.66	<b>0.0234</b>	<b>0.0391</b>
DM	-11.80	3.05	57.20	45.39	0.5469	0.7422
Tr	-29.51	-17.95	48.99	24.18	0.5469	0.2500

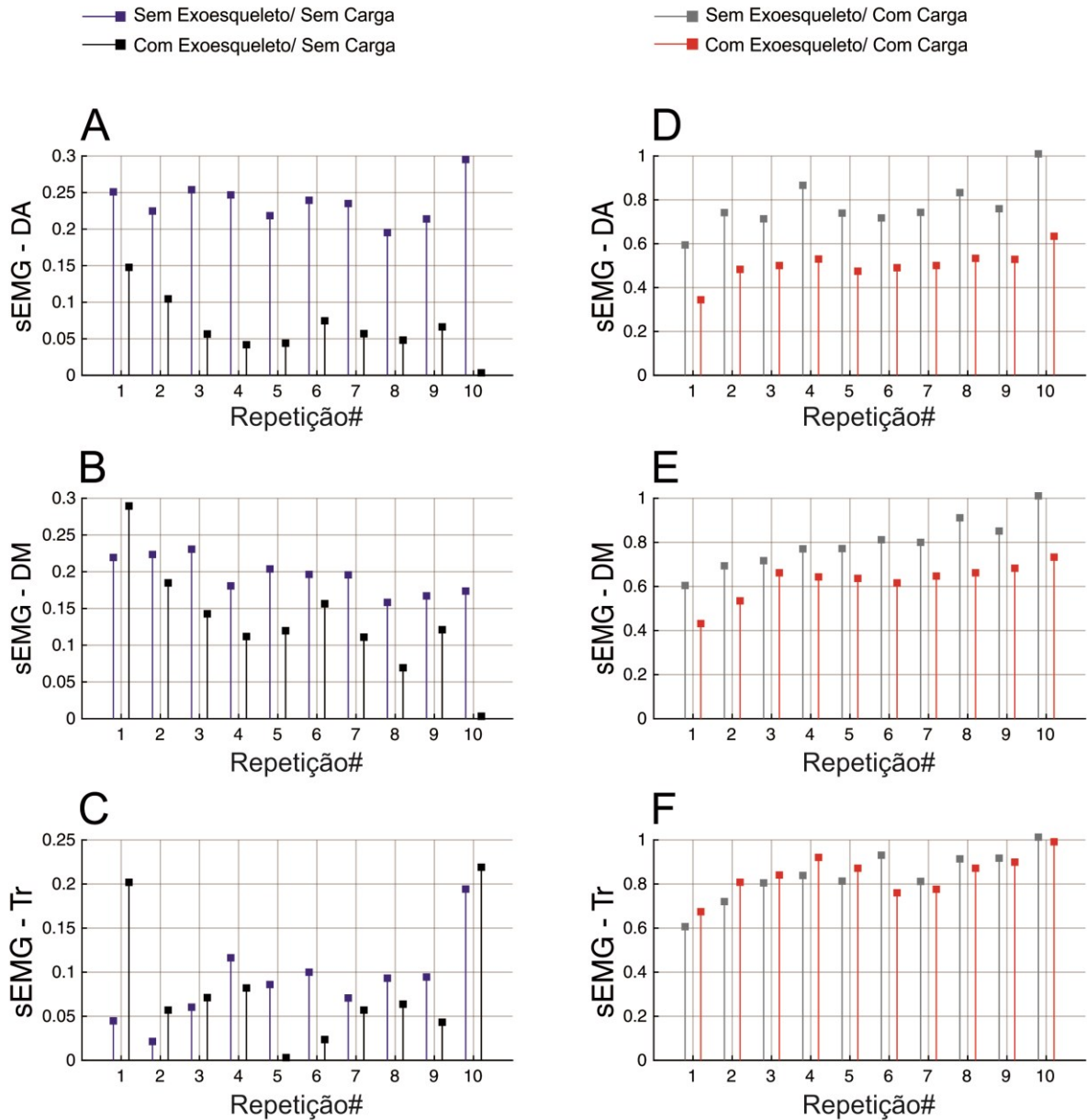
Fonte: Autoria própria (2021).

#### 4.1.3 Valores médios nas repetições

A fim de avaliar a tendência do sinal sEMG ao longo de repetições, o RMS normalizado (individual) foi calculado para cada repetição e apresentado na Figura 22, emparelhando a condição com o exoesqueleto à condição sem ele. Valores RMS, que estão relacionados à energia do sinal sEMG, sem carga são menores do que os valores com carga conforme o esperado. Uma redução do recurso RMS é observado quando o exoesqueleto é usado em contraste com o recurso sem ele na maioria dos casos, sendo a diferença mais clara para o músculo Deltoide anterior. Isso está de acordo com o levantamento frontal de peso cinesiológico, onde o Deltoide anterior tem o papel principal. O comportamento observado para a condição sem carga segura para o caso com carga. Pode-se ver que os valores RMS com carga e sem

exoesqueleto têm as maiores médias para todas as condições em praticamente todas as repetições.

**Figura 22** – RMS durante a aquisição nos músculos, destacando-se os valores médios obtidos nas repetições para os quatro casos (com e sem carga e com e sem exoesqueleto).



Fonte: Autoria própria (2021).

O mesmo resultado foi representado agrupando os músculos de cada uma das quatro variações de acordo com a Figura 23, junto com a média de cada repetição. No caso do exoesqueleto sem carga revela uma deterioração do recurso no início do experimento. Uma possível explicação para o período transitório é que

durante os primeiros movimentos com o exoesqueleto, o usuário está se adaptando-se ao uso do mesmo.

Pode-se especular se o transitório persiste para o uso de longo prazo, que é um aspecto importante a ser testado no futuro, mas para restringir o análise de dados dinâmicos de curto prazo e de estado estacionário, o transitório foi negligenciado.

Além disso, os últimos movimentos geralmente apresentam um desvio do resto do ensaio, por isso também foi removido da análise. Portanto, os valores entre a 3ª e 8ª repetição foram selecionados para a análise quantitativa.

Em relação à ação qualitativa de cada músculo, conforme mostrado no Figura 23, pode-se notar que para cada condição (com e sem carga e com e sem exoesqueleto), há certa tendência do valor RMS durante as repetições.

Para a condição no Figura 23a), pode-se notar que quando não há carga e sem exoesqueleto, no RMS as repetições apresentam valores semelhantes, com a média dos valores com pequenas variações.

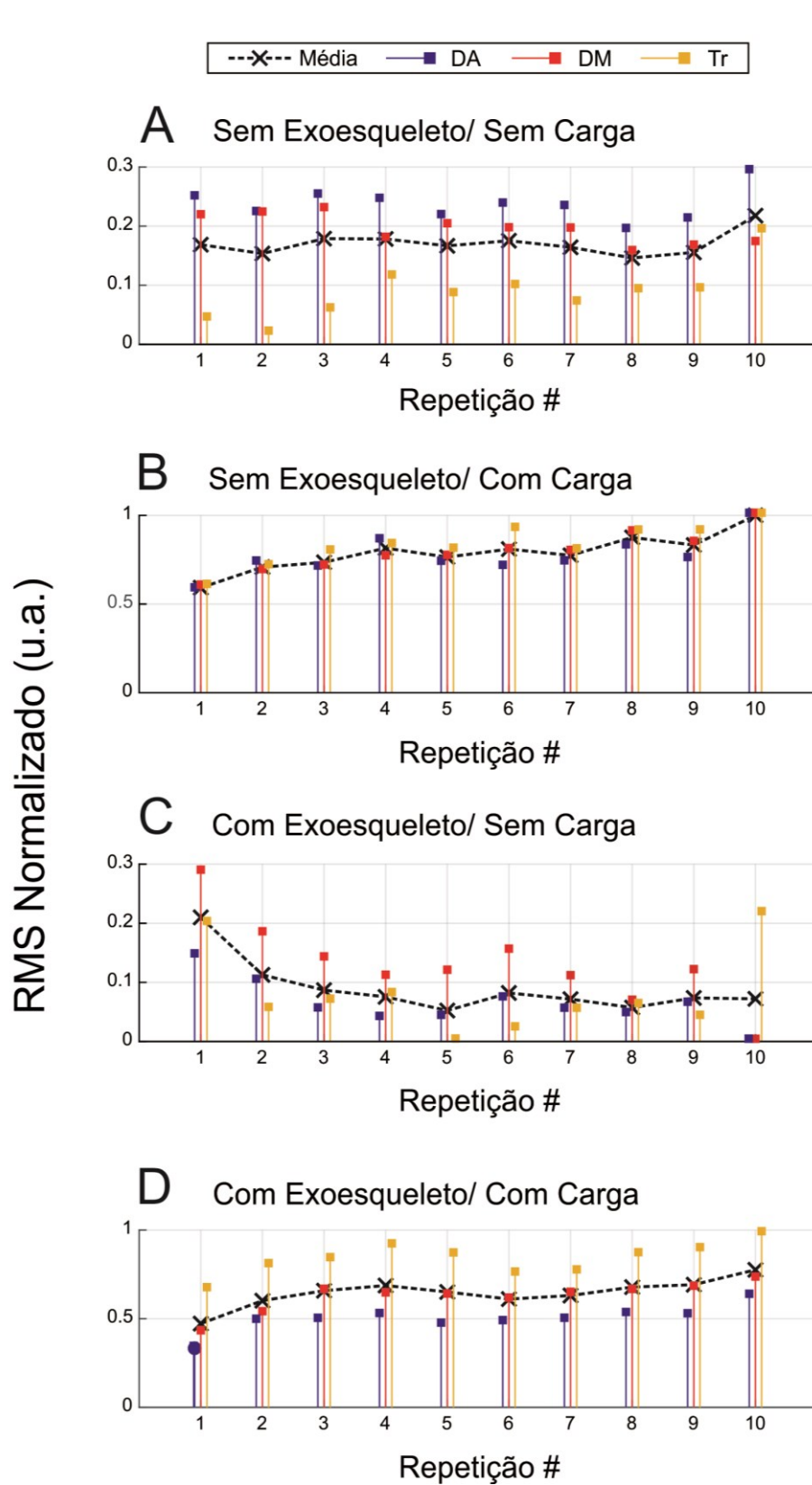
Um aumento no valor RMS é observada no Figura 23b), o que pode indicar o início da fadiga muscular, pois o aumento do recrutamento de fibras musculares reflete no valor RMS.

A presença do exoesqueleto, mesmo sem a carga Figura 23c) apresenta uma diminuição relativa nos valores RMS para todos os músculos, mostrando uma diminuição na tendência. Este fato pode indicar o processo de aclimatação, ou seja, a do usuário se adaptando ao uso do exoesqueleto.

Da 3ª repetição em diante ao final, os valores RMS são valores menores do que os sinais entre a 1ª e 2ª repetições. Essa tendência continua até o final do experimento.

Por fim, quando houver presença de carga com o exoesqueleto (Figura 23d), os valores RMS estabilizam novamente, com ligeiro aumento a partir da 3ª repetição.

**Figura 23** – RMS durante a aquisição referente ao uso do exoesqueleto e carga destacando os valores médios obtidos na repetição para cada músculo e a tendência média para todos os músculos.



Fonte: Autoria própria (2021).

## 5 Comparação de resultados com a literatura

O estudo apresentado utilizou um eletromiógrafo e analisou atividade de grupos musculares de membros superiores, durante uma atividade simulada com e sem carga, com e sem o uso do exoesqueleto.

Os resultados demonstraram a diminuição da atividade muscular em Deltoide anterior. Quando na literatura, alguns autores, também concentraram avaliação nas diferenças na atividades dos músculos relacionados às atividades e esta medida foi realizada com um eletromiógrafo (HUYSAMEN, 2018b; ALABDULKARIM, 2019a,b; WESTON, 2018). Um autor afirma que o exoesqueleto passivo de membros superiores diminuiu a atividade muscular (HUYSAMEN, 2018b).

No presente estudo, a avaliação dos músculos Trapézio, Deltoide anterior e Deltoide médio através da eletromiografia com e sem o exoesqueleto, demonstrou-se eficiente para Deltoide anterior e pouco significativo para deltoide médio e trapézio nos participantes. Quando analisados os músculos responsáveis pela flexão de ombro, percebido que houve diminuição da atividade muscular mediana. Ainda neste estudo observou-se a diminuição da atividade muscular em Deltoide anterior quando o participante usou o exoesqueleto, no caso do Deltoide médio e Trapézio houve diminuição pouco significativa. Este resultado se afirma quando um autor relata a diminuição da atividade muscular para deltoide anterior, também apresenta uma análise de um exoesqueleto de membro superior em atividades manuais e com carga e que mostraram efeitos mistos, isto é, atividade muscular para deltoide anterior e médio diminuíram enquanto a atividade para Trapézio se manteve com o uso do exoesqueleto (LUGER, 2018).

No estudo realizado, não foi avaliado a usabilidade, conforto, mobilidade e fixações (tiras adaptáveis), porém são aspectos importantes os quais devem ser considerados. Quanto a estes aspectos, autores avaliaram a influência do uso de um colete exoesquelético de extremidade superior passivo durante a elevação simulada do braço. Eles descobriram que o desconforto não foi influenciado e a atividade muscular do ombro diminuiu (KIM, 2018a ) e que a amplitude de movimento do ombro aumentou (KIM, 2018b).

De acordo com Theurel (2018), o uso do exoesqueleto pode afetar a atividades da musculatura, o exoesqueleto durante as atividades diminui a atividade muscular flexora de ombro, o uso do exoesqueleto pode melhorar as tensões posturais e as atividades dos antagonistas.

A importância do estudo realizado, foi avaliar o exoesqueleto e sua relação quando com a utilização de peso e movimentos de flexão de ombro durante uma tarefa, buscando observar as consequências fisiológicas do uso do exoesqueleto de membros superiores durante a tarefa de manipulação manual e o potencial do dispositivo para reduzir os esforços e atividade dos músculos flexores dos ombros.

## 6 CONCLUSÃO

Neste trabalho, dados de eletromiografia foram coletados durante uma atividade de elevação de membros superiores e os resultados da avaliação eletromiográfica dinâmica demonstram uma redução significativa dos valores RMS do Deltoide anterior (DA) com e sem carga; com uso do exoesqueleto passivo de membro superior em uma atividade de levantamento em comparação à condição sem o dispositivo. Resultado que corrobora com a hipótese levantado no presente estudo, de que o exoesqueleto auxilia o indivíduo e que houve diminuição da atividade muscular em deltoide anterior nas tarefas de elevação de membros superiores (flexão de ombro) com e sem peso, com exoesqueleto.

Conclui-se então, que houve redução significativa da atividade muscular para Deltoide anterior e pouco significativa para Deltoide médio e Trapézio. Portanto, a tecnologia proposta que é o exoesqueleto, pode estar relacionada na diminuição do esforço muscular e conseqüente benefício do seu uso.

Quanto ao resultado qualitativo e análise individual, constatado que não houve uma redução efetiva nos recursos EMG e portanto, a necessidade de um período de aclimatação para o uso do exoesqueleto sem carga. Sendo que o exoesqueleto não apresenta a mesma eficácia para todos os usuários (isto pode depender dos aspectos pessoais). E ainda, deve ser considerado aspectos relativos ao exoesqueleto, tais como: o peso do dispositivo e aclimatação ao mesmo. Sobre o comportamento dinâmico do RMS, houve um efeito transitório que pode ter sido devido ao efeito de aclimatação.

Trabalhos futuros podem considerar limitações encontradas neste estudo que foram referentes à realização de uma avaliação de curto prazo quanto ao uso do exoesqueleto e que seriam necessárias avaliações longitudinais de longo prazo. O movimento estudado neste trabalho foi simulado em laboratório e detectado a necessidade de testes em ambientes industriais. Embora observada de forma qualitativa a aclimatação, o efeito transitório de adaptação, isto enseja a necessidade de um estudo mais aprofundado do tempo e metodologias de aclimatação. Ainda, sugere-se o estudo de aspectos de usabilidade, conforto e o exoesqueleto como um equipamento de proteção individual (EPI).

## REFERÊNCIAS

- ALABDULKARIM, S.; KIM, S.; NUSSBAUM, M. A. Effects of exoskeleton design and precision requirements on physical demands and quality in a simulated overhead drilling task. **Applied ergonomics**, Outubro 2019, Vol.80, pp.136-145.
- ANDRADE FILHO, E. P.; PEREIRA, F.C.F. **Anatomia Geral**. 1 edição. INTA – Instituto Superior de Teologia Aplicada e PRODIPE – Pró-Diretoria de Inovação Pedagógica. Sobral, ano 2015.
- ADAMO, P.; TEMPORITI, F.; NATALI, F.; TROMBIN, S.; CESCO, C.; BARBERO, M.; GATTI, R. Dispersion of shoulder helical axes during upper limb movements after muscle fatigue. **Journal of biomechanics**, 02 December 2020, Vol.113.
- ALABDULKARIM, S.; Nussbaum, M A. Influences of different exoskeleton designs and tool mass on physical demands and performance in a simulated overhead drilling task. **Applied ergonomics**, Janeiro 2019, Vol.74, pp.55-66
- BOSCH, T.; ECK, V. J.; KNITEL, K; LOOZE, M. The effects of a passive exoskeleton on muscle activity, discomfort and endurance time in forward bending work. **Applied Ergonomics**. Volume 54, May 2016, Pages 212-217
- BERLIN, C.; ADAMS, C. Designing Work Systems to Support Optimal Human Performance. **Production Ergonomics**. June 2017. Disponível em: [https://www.researchgate.net/figure/Structure-of-motor-unit-Image-reproduced-with-permission-from\\_fig3\\_317984098](https://www.researchgate.net/figure/Structure-of-motor-unit-Image-reproduced-with-permission-from_fig3_317984098)
- BRASIL, MINISTÉRIO DA ECONOMIA. **Acompanhamento Mensal do Benefício Auxílio-Doença Previdenciário Concedido Segundo os Códigos da CID-10** - janeiro a dezembro de 2019. Brasília, 14 de fevereiro de 2020. Acesso em: Disponível<[http://www.antigo.previdencia.gov.br/wpcontent/uploads/2020/03/Acompanhamento-Mensal\\_Auxilio-Doenca-Previdenciario\\_2019\\_completo\\_CID-10.pdf](http://www.antigo.previdencia.gov.br/wpcontent/uploads/2020/03/Acompanhamento-Mensal_Auxilio-Doenca-Previdenciario_2019_completo_CID-10.pdf)> Acesso em: 28 de janeiro de 2021.
- CRAM, J.R.; CRISWELL, E. **Introduction to Surface Electromyography**. Second Edition. Rev. ed. of: Introduction to surface electromyography, 2011.
- COACH TON BODY. **Les groupes musculaires du corps humain**. Disponível em: <https://coach-ton-body.com/les-muscles-du-corps-humain-diviss-en-groupes-musculaires/>. Acesso em: 25 de outubro de 2021.
- DE LUCA, C. J.; MERLETTI, R. Surface myoelectric signal cross-talk among muscles of the leg. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 69, n. 6, p. 568–575, 1988. 2010 2012
- GUYTON, A. C.; HALL, J.E. **Tratado de fisiologia médica**. Tradução 12ª edição ed. Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda, ano 2011.



GIL, A. C. **Como elaborar projetos de pesquisa**. 4ª edição. São Paulo: Atlas S/A, 2002.

GIL, A. C. **Metodologia do Ensino superior**. 3ª edição. São Paulo. Atlas, 1997.

GUI, Y.; ZHANG, X.; CHEN, D.; LI, H.; CHEN, J.; CHEN, C.; LEMOS, S. Processing Surface EMG Signals for Exoskeleton Motion Control. **Frontiers in neurorobotics**, 01 July 2020, Vol.14

HYUN, D. J.; BAE, K.; KIM, K.; NAM, S.; LEE, D. A light-weight passive upper arm assistive exoskeleton based on multi-linkage spring-energy dissipation mechanism for overhead tasks. **Robotics and Autonomous Systems**. Volume 122. December 2019. Article 103309.

HERMENS, H.J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for sEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of electromyography and kinesiology**, 2000, vol.10(5), pp.361-374.

HUYSAMEN, K.; BOSCH, T.; LOOZE, M.; STADLER, K. S.; GRAF, E.; O'SULLIVAN, L. W. a. Evaluation of a passive exoskeleton for static upper limb activities. **Applied Ergonomics** Volume 70, July 2018, Pages 148-155.

HUYSAMEN, K.; LOOZE, M.; BOSCH, T.; ORTIZ, M.; TOXIRI, S.; O'SULLIVAN, L. W. b. Assessment of an active industrial exoskeleton to aid dynamic lifting and lower in manual handling tasks. **Applied Ergonomics** Volume 68, July 2018, Pages 125-131.

IRANZO, S.; PIEDRABUENA, A.; IORDANOV, D.; MARTINEZ-IRANZO, U.; BELDALOIS, J. Ergonomics assessment of passive upper-limb exoskeletons in an automotive assembly plant. **Applied Ergonomics** 87 (2020) 103120.

INTOUCHCHIROPRACTIC. **Managing Shoulder Pain in San Diego, CA**.

Disponível em: <https://sandiegonucca.com/managing-shoulder-pain-in-san-diego-ca/>. Acesso em: 21 de outubro de 2021

JIANG, Y.; CHEN, C.; ZHANG, X.; CHEN, C.; ZHOU, Y.; NI, G.; MUH, S.; Lemos, S. Shoulder muscle activation pattern recognition based on sEMG and machine learning algorithms. **Computer methods and programs in biomedicine**, December 2020, Vol.197

KIM, S.; NUSSBAUM, M. A.; MOKHLESPOUR E.; MOHAMMAD I.; ALEMI, M. M.; ALABDULKARIM, S.; RASHEDI, E. Assessing the influence of a passive, upper extremity exoskeletal vest for tasks requiring arm elevation: Part I – “Unexpected” effects on shoulder motion, balance, and spine loading. **Applied ergonomics**, July 2018, Vol.70, pp.315-322.

KIM, S.; NUSSBAUM, M. A.; MOKHLESPOUR, E., MOHAMMAD, I.; ALEMI, M. M.; JIA, B.; RASHEDI, E. Assessing the influence of a passive, upper extremity exoskeletal vest for tasks requiring arm elevation: Part II – “Unexpected” effects on shoulder motion, balance, and spine loading. **Applied ergonomics**, July 2018, Vol.70, pp.323-330

KAMEN, G.; GAB, D. A. **Fundamentos da eletromiografia**. Adaptado Dittmar Egon Mukopf; tradução Grace Kawali. – 1.ed.- São Paulo: Phorte, 2015. 282p.: il28cm.

KARTHICK, P. A.; GHOSH, D. M.; RAMAKRISHNAN, S. Surface electromyography-based muscle fatigue detection using high-resolution time-frequency methods and machine learning algorithms. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 154, p. 45–56, 2018.

KELES, A. D.; YUCESOY, C. A. Development of a neural network-based control algorithm for powered ankle prosthesis. **Journal of biomechanics**, 02 December 2020, Vol.113.

LUGER, T.; SEIBT, R.; COBB, T. J.; RIEGER, M. A.; STEINHILBER, B. Influence of a passive lower-limb exoskeleton during simulated industrial work tasks on physical load, upper body posture, postural control and discomfort. **Applied ergonomics**, October 2019, Vol.80, pp.152-160.

LI, K.; ZHANG, L.; WANG, I.; ZHANG, M.; LI, J.; BAO, S. A review of the key technologies for sEMG-based human-robot interaction systems. **Biomedical signal processing and control**, September 2020, Vol.62.

LIU, H.; TAO, J.; LYU P.; TIAN, F. Human-robot cooperative control based on sEMG for the upper limb exoskeleton robot. **Robotics and autonomous systems**, March 2020, Vol.125, 103350.

McFARLAND, T.C.; MCDONALD, A. C.; WHITTAKER, R. L.; CALLAGHAN, J. P.; DICKERSON, C. R. Level of exoskeleton support influences shoulder elevation, external rotation and forearm pronation during simulated work tasks in females. **Applied Ergonomics**. Janeiro, 2022, Vol 98,103591.

MERLETTI, R.; CERONE, G.L. Tutorial. Surface EMG detection, conditioning and pre- processing: Best practices. **Journal of electromyography and kinesiology**, October 2020, Vol.54

ROSSINI, M.; GEEROMS, J.; LEFEBER, D.; RODRIGUEZ-GUERRERO, C. Automatic synthesis of arthrokinematically compatible exoskeletons. A case study on its application on a shoulder occupational exoskeleton. **Mechanism and Machine Theory**. Volume 157, March 2021, 104186.

SCHMALZ, T.; SCHÄNDLINGER, J.; SCHULER, M.; BORNMANN, J.; SCHIRRMEISTER, B.; KANNENBERG, A.; ERNST, M. Biomechanical and metabolic effectiveness of an industrial exoskeleton for overhead work. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, 1 December 2019, Vol.16(23).

SU, C.; CHEN, S.; JIANG, H.; CHEN, Y. Ankle Joint Torque Prediction Based on Surface Electromyographic and Angular Velocity Signals. **IEEE access**, 2020, Vol.8, pp.217681-217687

STALBERG, E.; VAN, D. H.; FALCK, B. ; KIMURA, J. ; NEUWIRTH, C. ; PITT, M. ; PODNAR, S.; RUBIN, D.; RUTKOVE, S.; SANDERS, D. B ; SONOO, M. ; TANKISI, H. ; ZWARTS, M.. Standards for quantification of EMG and neurography. **Clinical neurophysiology**, September 2019, Vol.130(9), pp.1688-1729.

SHOULDERDOC. **Bones & Joints of the Shouldes**. Disponível em: <https://www.shoulderdoc.co.uk/article/1177>. Acesso em: 15 de outubro de 2021.

SOBOTTA. **Atlas de Anatomia Humana Sobotta. Quadro de Músculos, Articulações e Nervos**. 2º Edição. Editado por F. Paulsen e J. Waschke. Editora Guanabara Koogan Ltda. Rio de Janeiro, ano 2013.

SOBOTTA. **Atlas de Anatomia Humana Sobotta. Cabeça, Pescoço e Extremidade Superior**. Editado por R. Putz e R. Pabst. 21º Edição. Editora Guanabara Koogan. Volume 1. Ano 2000.

SPANHOVE, V. A.; VAN DAELE, M.; VAN DEN ABEELE, A.; ROMBAUT, L.; CASTELEIN, B.; CALDERS, P.; MALFAIT, F.; COOLS, A.; DE WANDELE, I. Muscle activity and scapular kinematics in individuals with multidirectional shoulder instability: A systematic review. **Annals of physical and rehabilitation medicine**, 2021-01, Vol.64 (1), p.101457-101457.

SADIKOGLU, F.; KAVALCIOGLU, C.; DAGMAN, B. Electromyogram (EMG) signal detection, classification of EMG signals and diagnosis of neuropathy muscle disease. **Procedia Computer Science**, v. 120, p. 422–429, 2017.

TANG, Z.; YANG, H.; ZHANG, L.; LIU, P. Effect of shoulder angle variation ons EMG-based elbow joinangle estimation. **International journal of industrial ergonomics**, November 2018, Vol.68, pp.280-289.

THEUREL, J.; DESBROSSES, K.; ROUX, T.; SAVESCU, A. Physiological consequences of using na upper limb exoskeleton during manual handling tasks. **Applied Ergonomics**, February 2018, Vol.67, pp.211-217.

VILELA JUNIOR, G.B. **Fundamentos da Eletromiografia**. Ano 2018. <Acesso em 01 de setembro de 2021. <http://www.cpaqv.org/mtpmh/eletromiografia.pdf>>.

XUNJU, M.; YALI, L.; QIUZHI, S.; CAN, W. Continuous Estimation of Knee Joint Angle Based on Surface Electromyography Using a Long Short-Term Memory Neural Network and Time-Advanced Feature. **Sensors** (Basel, Switzerland), 01 September 2020, Vol.20(4966), p.4966.

YIN, P.; YANG, L.; QU, S.; WANG, C. Effects of a passive Upper extremity exoskeleton for overhead tasks. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. October, 2020. Volume 55, Dezembro de 2020, 102478

ZOFFOLI, L.; DITROILO, M.; FEDERICI, A.; LUCERTINI, F. Patterns of trunk muscle activation during walking and pole walking using statistical non-parametric mapping. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 2017.

ZHIBIN, S.; TIANYU, M.; CHAO, N.; YIJUN, N. A New Skeleton Model and the Motion Rhythm Analysis for Human Shoulder Complex Oriented to Rehabilitation Robotics. **Applied bionics and biomechanics**, 01 January 2018, Vol.2018.

WESTON, E.B.; ALIZADEH, M; KNAPIK, G.G; WANG, X. MARRAS, W. S. Biomechanical evaluation of exoskeleton use on loading of the lumbar spine. **Applied Ergonomics**, Volume 68, April 2018, Pages 101-108.