

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA  
MESTRADO PROFISSIONAL**

**RODNEY WENKE**

**AVALIAÇÃO DA ATIVIDADE MIOELÉTRICA DOS MÚSCULOS TRAPÉZIO  
SUPERIOR E DELTOIDE MÉDIO COM O USO DE EXOESQUELETO INDUSTRIAL  
PARA MEMBROS SUPERIORES**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**CURITIBA**

**2019**

**RODNEY WENKE**

**AVALIAÇÃO DA ATIVIDADE MIOELÉTRICA DOS MÚSCULOS TRAPÉZIO  
SUPERIOR E DELTOIDE MÉDIO COM O USO DE EXOESQUELETO INDUSTRIAL  
PARA MEMBROS SUPERIORES**

Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. João Antônio Palma Setti.

Coorientador: Prof. Dr. Giles Balbinotti.

**CURITIBA**

**2019**

### **Dados Internacionais de Catalogação na Publicação**

Wenke, Rodney

Avaliação da atividade mioelétrica dos músculos trapézio superior e deltoide médio com o uso de exoesqueleto industrial para membros superiores [recurso eletrônico] / Rodney Wenke. -- 2019.

1 arquivo eletrônico (68 f.) : PDF ; 7,29 MB.

Modo de acesso: World Wide Web.

Texto em inglês com resumo em português.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Curitiba, 2019.

Bibliografia: f. 60-64.

1. Engenharia biomédica - Dissertações. 2. Exoesqueletos robóticos - Aplicações industriais. 3. Eletromiografia. 4. Processamento de sinais - Modelos matemáticos. 5. Articulação dos ombros - Amplitude de movimento. 6. Músculo trapézio. 7. Músculo deltoide. 8. Músculos - Reabilitação. 9. Métodos de linha de montagem - Testes. 10. Biomecânica. 11. MATLAB (Programa de computador. I. Setti, João Antônio Palma, orient. II. Balbinotti, Giles, coorient. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica. IV. Título.

CDD: Ed. 23 -- 610.28

**Biblioteca Central do Câmpus Curitiba - UTFPR**  
**Bibliotecária: Luiza Aquemi Matsumoto CRB-9/794**



## TERMO DE APROVAÇÃO

### TERMO DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO Nº135

A Dissertação de Mestrado intitulada “Avaliação da atividade mioelétrica dos músculos Trapézio Superior e Deltóide Médio com o uso de exoesqueleto industrial para membros superiores”, defendida em sessão pública pelo candidato RODNEY WENKE, no dia 29 de NOVEMBRO de 2019, foi julgada para a obtenção do título de Mestre em Ciências, área de concentração ENGENHARIA BIOMÉDICA, linha de pesquisa ENGENHARIA BIOMÉDICA E INSTRUMENTAÇÃO e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. João Antônio Palma Setti - UTFPR

Profa. Dra. Cindy Renate Piessetta Xavier – UTFPR

Prof. Dr. Daniel Prado de Campos – EXY

Dedico este trabalho à minha filha, pelos  
momentos de ausência.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a DEUS sobre todas as coisas.

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. João Palma Setti, por ter acreditado em mim e me incentivado com este projeto.

Ao Prof. Dr. Giles Balbinotti, pela dedicação ao trabalho e permissão de aplicação da pesquisa.

Aos meus mestres e colegas, por compartilharem o conhecimento.

Ao Marcio Salatiel, parceiro neste trabalho.

Aos voluntários envolvidos na pesquisa, pelo tempo dispendido.

Aos meus pacientes, que confiaram em mim para sanar suas dores.

Aos verdadeiros amigos que sempre dão força quando esta parece ter acabado.

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

“A primeira regra de qualquer tecnologia utilizada nos negócios é que a automação aplicada a uma operação eficiente aumentará a eficiência. A segunda é que a automação aplicada a uma operação ineficiente aumentará a ineficiência”.

Bill Gates

## RESUMO

Apesar da tendência em curso de automação e mecanização na indústria, muitos trabalhadores ainda estão expostos ao manuseio de cargas, movimentos repetitivos e posturas corporais inadequadas. Um típico exemplo do problema é o trabalho realizado com movimento de membros superiores em elevação, especialmente com as mãos acima da altura da cabeça, que causa a compressão dos tendões do manguito rotador do ombro e a redução da força de preensão palmar, causando lesões muitas vezes irreversíveis. Como opção para solução do problema, pode-se indicar os exoesqueletos para membros superiores. Exoesqueletos são órteses funcionais que auxiliam o corpo humano a desenvolver determinadas tarefas, vestindo o corpo para dar suporte aos movimentos, podendo ser classificados como passivos ou ativos. Apesar dos avanços recentes no desenvolvimento de exoesqueletos para aplicações industriais, esses ainda não são amplamente adotados pela indústria. Alguns dos desafios, que têm de ser superados, são reduções da amplitude de alguns movimentos, desalinhamento entre a anatomia humana e cinemática do exoesqueleto, bem como desconforto. O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do uso de exoesqueleto de membro superior, nos músculos deltoide médio e trapézio superior, durante a execução de movimentos em abdução do ombro. A avaliação foi realizada em laboratório e em uma linha de montagem de automóveis e consistiu na avaliação eletromiográfica com abdução do ombro no ângulo de 90 graus com e sem o uso de exoesqueleto. De forma complementar, foi avaliado a usabilidade do exoesqueleto. Os dados coletados em ambos os ambientes foram tratados no software MATLAB e extraído o “Valor Quadrático Médio” (RMS) do sinal. Nos testes de abdução em laboratório foi obtida uma média da RMS do deltoide direito com diferença significativa de 56% ( $p < 0,001$ ), o trapézio direito apresentou uma média da RMS com diferença significativa de 52.49% ( $p < 0,001$ ). Nos testes de linha de montagem obtivemos para o deltoide direito uma média RMS sem diferença significativa de 0.5509% ( $p > 0,001$ ) no trapézio direito a média RMS com o uso foi significativa 11.5169% ( $p < 0,001$ ), no deltoide esquerdo a média RMS não foi significativa 1.7489% ( $p > 0,001$ ) e finalizado o trapézio esquerdo mostrou uma média RMS não significativa de 0.4452% ( $p > 0,001$ ). Conclui-se que nos testes de linha de montagem o uso do exoesqueleto não reduziu significativamente o esforço muscular em todos os músculos estudados, exceção feita para o trapézio direito, nos testes de laboratório a diferença de esforço muscular, com e sem o exoesqueleto, foi significativa para os músculos estudados.

**Palavras-chave:** Exoesqueleto. Eletromiografía superficial. Usabilidade. Linha de Montagem.

## ABSTRACT

Despite the ongoing trend of automation and mechanization in the industry, many workers are still exposed to load handling, repetitive movements and improper body postures. A typical example of the problem is the work done with the movement of the upper limbs in elevation, especially with the hands above the head, which causes the compression of the shoulder rotator cuff tendons and the reduction of the palmar grip force, causing many irreversible injuries. As an option to solve the problem, the exoskeletons to the upper limbs can be indicated. Exoskeletons are functional orthoses that help the human body to perform certain tasks, dressing the body to support movements and can be classified as passive or active. Despite recent advances in the development of exoskeletons for industrial applications, these are not yet widely adopted by industry. Some of the challenges that have to be overcome are reductions in the range of some movements, misalignment between human anatomy and exoskeleton kinematics, as well as discomfort. The aim of this study was to evaluate the influence of the use of upper limb exoskeleton on the middle deltoid and upper trapezius muscles while performing shoulder abduction movements. The evaluation was performed in the laboratory and in a car assembly line and consisted of electromyographic evaluation with shoulder abduction at 90 degrees angle with and without the use of exoskeleton. Complementarily, the usability of the exoskeleton was evaluated. The data collected in both environments were processed in MATLAB software and extracted the "Root Mean Square" (RMS) of the signal. In laboratory abduction tests a mean right deltoid RMS was obtained with a significant difference of 56% ( $p < 0.001$ ), the right trapezius presented a mean RMS with a significant difference of 52.49% ( $p < 0.001$ ). In the assembly line tests we obtained for the right deltoid an average RMS with no significant difference of 0.5509% ( $p > 0.001$ ) in the right trapezius. 1.7489% ( $p > 0.001$ ) was not significant and the left trapezius showed a non-significant mean RMS of 0.4452% ( $p > 0.001$ ). It was concluded that in assembly line tests the use of exoskeleton did not significantly reduce muscle effort in all studied muscles, except for the right trapezius, in laboratory tests the difference in muscle effort, with and without exoskeleton, was significant to the muscles studied.

**Keywords:** Exoskeleton. Surface Electromyograph. Usability. Fitting Line.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Protótipo de exoesqueleto .....	16
Figura 2 – Escápula, Cabeça do Úmero e Clavícula seccionada – Vista Anterior ...	18
Figura 3 - Escápula, Cabeça do Úmero e Clavícula seccionada – Vista Posterior ..	19
Figura 4 – Musculos do Manguito Rotador – Vista Anterior .....	23
Figura 5 –Músculos do Manguito Rotador – Vista posterior.....	23
Figura 6 – Músculos do Manguito Rotador – Vista superior.....	24
Figura 7 - Pinçamento do tendão do músculo supra espinhoso.....	25
Figura 8 - Representação do processo de propagação de PA e registro.....	27
Figura 9 - Etapas de aquisição e Pré-processamento do sinal EMG .....	29
Figura 10 – Diagrama esquemático de um amplificador de instrumentação.....	32
Figura 11 - Especificações gerais da banda esperada de frequência dos filtros de EMG .....	34
Figura 12 - Representação e alimentação das partes isoladas e não isoladas dos sistemas de condicionamento do final de EMG.....	35
Figura 13 – Fotografia do teste de abdução sem o uso do exoesqueleto no laboratório. ....	37
Figura 14 – Fotografia do teste de abdução vestido com o exoesqueleto no laboratório. ....	37
Figura 15 – Ilustração do posicionamento dos eletrodos. ....	38
Figura 16 – Fluxograma das etapas dos testes estáticos. ....	39
Figura 17 -- Etapas do processamento do sinal. ....	39
Figura 18 – Fluxograma das etapas dos testes dinâmicos .....	42
Figura 19 – Resultado da impressão dos voluntários em relação ao uso do exoesqueleto no teste estático .....	44
Figura 20 - Resultado Impressão do Usuário em relação à usabilidade do exoesqueleto .....	45
Figura 21 - Resultado da impressão do usuário em relação ao uso do exoesqueleto no teste dinâmico .....	46
Figura 22 – Impressão da usabilidade do exoesqueleto na visão dos pesquisadores, .....	46
Figura 23 – Impressão da usabilidade do exoesqueleto na visão do usuário, .....	47
Figura 24 - Resultados das medianas da RMS do destóide direito e trapézio superior direito no teste de abdução isométrica do ombro a 90°.....	48
Figura 25 – Gráfico de comparação entre os valores do RMS no teste de abdução isométrica de ombro a 90° .....	49
Figura 26 - Mediana das RMS para cada músculo . ....	50
Figura 27 – Gráfico de comparação entre os valores de RMS.....	50
Figura 28 - Faixa de atuação do exoesqueleto frente às tarefas realizadas .....	57
Figura 29 – Fotografia do teste dinâmico operador realiando tarefas vestido com o exoesqueleto .....	58

## **LISTA DE BOXPLOT**

Boxplot 1 - Medidas da RMS da eletromiografia do deltóide direito .....	48
Boxplot 2 - Medidas da RMS da eletromiografia do trapézio superior direito no.....	49
Boxplot 3 - Valores da RMS da eletromiografia do deltóide direito em estação de trabalho .....	51
Boxplot 4 - Valores da RMS da eletromiografia do trapézio superior direito .....	51
Boxplot 5 - Valores da RMS da eletromiografia do deltóide esquerdo .....	52
Boxplot 6 - Valores da RMS da eletromiografia do trapézio superior esquerdo .....	52

## **LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÔNIMOS**

AD – Analógico-Digital

cm – Centímetro

CMRR - Taxa de Rejeição de Modo Comum (do inglês *Common Mode Rejection Ratio*)

DMS – Distúrbio Musculoesquelético

DMTR - Distúrbios Musculoesqueléticos Relacionados ao Trabalho

DC – Corrente Contínua (do inglês *Direct Current*)

EMG – Eletromiográfico

FIR – Resposta Finita ao Impulso (do inglês, *Finite Impulse Response*)

Hz – Hertz

IIR - Resposta Infinita ao Impulso (do inglês, *Infinite Impulse Response*)

MHz - Megahertz

mV – Milivolt

mm - Milímetro

MΩ - Megaohm

PA – Potencial de Ação

PAUM – Potencial de Ação de Unidade Motora

pF – Picofarad

RMS – Raiz Média Quadrada

sEMG – Eletromiografia não-invasiva

TCLE – Termo de Consentimento Livre e Espontâneo

UE – União Europeia

UM – Unidade Motora

V - Volt

μV - Microvolt

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	<b>13</b>
1.1 OBJETIVOS	15
1.1.1 Objetivo Geral	15
1.1.2 Objetivos Específicos	15
<b>2 REFERENCIAL TEÓRICO</b>	<b>16</b>
2.1 EXOESQUELETO	16
2.2 COMPLEXO DO OMBRO	18
2.2.1 Articulação Glenoumeral	19
2.2.2 Articulação Acromioclavicular	20
2.2.3 Articulação Esternoclavicular	21
2.2.4 Articulação escapulotorácica	21
2.3 BIOMECÂNICA	21
2.4 LESÕES DO OMBRO	24
2.5 ELETROMIOGRAFIA	<b>26</b>
2.5.1 ORIGEM DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO	26
2.5.2 UNIDADE MOTORA	26
2.5.3 INSTRUMENTAÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO	29
2.5.4 Eletrodo	30
2.5.5 Característica dos Sinais de EMG	31
2.5.6 Amplificação	32
2.5.7 Filtragem	32
2.5.8 Taxa de Amostragem e Conversão AD	34
2.5.9 Isolação e Proteção	34
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>36</b>
3.1 QUESTIONÁRIOS APLICADOS	36
3.2 TESTES ESTÁTICOS NO LABORATÓRIO	36
3.2.1 Etapas do teste estático	38
3.3 TESTE DINÂMICO NO AMBIENTE DA LINHA DE MONTAGEM	40
3.3.1 Etapas dos testes dinâmicos	42
<b>4 RESULTADOS</b>	<b>44</b>
4.1 ANÁLISES QUALITATIVAS	44
4.1.1 Análises Qualitativas dos testes estáticos em abdução de 90°	44
4.1.2 Análises Qualitativas dos testes dinâmicos em ambiente da linha de montagem	45
4.2 ANÁLISES QUANTITATIVAS	47
4.2.1 Análises quantitativas dos testes de abdução em laboratório	47
4.2.2 Análise quantitativa do teste dinâmico em ambiente de linha de montagem	49

<b>5 DISCUSSÃO .....</b>	<b>53</b>
5.1 TESTES QUALITATIVOS .....	53
5.2 TESTES QUANTITATIVOS .....	55
<b>6 CONCLUSÃO .....</b>	<b>59</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>60</b>
<b>APÊNDICE A - Questionário de Pesquisa .....</b>	<b>65</b>
<b>APÊNDICE B - Questionário de Pesquisa .....</b>	<b>68</b>
<b>APÊNDICE C - Termo de consentimento livre e esclarecido.....</b>	<b>69</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Apesar da tendência em curso de automação e mecanização na indústria, muitos trabalhadores ainda estão expostos a lesões devido ao manuseio de cargas, movimentos repetitivos e posturas corporais inadequadas. Os distúrbios musculoesqueléticos (MSDs) são uma realidade dos nossos modernos sistemas produtivos industriais. No Brasil, os MSDs são responsáveis por 26,4% do total de aposentadorias permanentes por invalidez (MF, INSS, e DATAPREV, 2016).

O trabalho realizado com movimento de membros superiores em elevação, especialmente com as mãos acima da altura da cabeça, causa a compressão dos tendões do manguito rotador do ombro (WILLINGER, 2017) e a força de preensão palmar também é afetada nessa posição (ALI TAHA, 2015), causando lesões muitas vezes irreversíveis, ocasionando incapacidades funcionais, queda de desempenho e declínio de qualidade de vida de pessoas em idade produtiva de trabalho (HARCOMBE et al., 2014).

Como requisito fundamental para a entrada na nova era industrial, a indústria 4.0, os postos de trabalho considerados ergonomicamente críticos devem ser erradicados, tendo como foco principal a qualidade das condições laborais. A princípio, a ideia de uma automatização total de processos parece resolver tais problemas, porém, além das graves consequências sociais (Balbinotti, 2013), o custo desta alternativa torna-se economicamente inviável. Ainda, em um contexto onde produtos e tarefas são continuamente variáveis, a capacidade humana de observar, decidir e adotar ações apropriadas dentro de frações de segundos, ainda é necessária (DE LOOZE et al., 2015).

Sendo assim, considerando custos de uma maneira geral e principalmente a necessidade de se manter o homem como protagonista dos processos que exigem a capacidade humana, surge os chamados exoesqueletos. Exoesqueletos são órteses funcionais que auxiliam o corpo humano a desenvolver determinadas tarefas, “vestindo” o corpo para dar suporte aos movimentos, podendo ser classificados como “passivos” ou “ativos” (DE LOOZE et al., 2015) e ainda de acordo com o complexo de músculos ou membros que deverá auxiliar.

Apesar dos avanços recentes no desenvolvimento de exoesqueletos para aplicações industriais, esses ainda não são amplamente adotados pela indústria. Alguns dos desafios, que devem ser superados, são: reduções da amplitude de alguns movimentos, desalinhamento entre a anatomia humana e cinemática do

exoesqueleto, bem como desconforto (NÄF et al., 2018). Os exoesqueletos têm que exercer pressão no corpo para que suas forças mecânicas sejam aplicadas, esses pontos de pressão devem ser bem ajustados para evitar a dor e o desconforto (DE LOOZE et al., 2015). Outro fator negativo que pode ser observado é o desuso e o potencial enfraquecimento da musculatura envolvida na ação (EISINGER; KUMAR; WOODROW, 1996).

Até o momento não se tem conhecimento de um protocolo criado especificamente para a avaliação da eficiência e eficácia de exoesqueletos para o uso na indústria. Alguns trabalhos sugerem o uso de avaliação eletromiográfica da atividade dos músculos durante a execução de tarefas com o uso do exoesqueleto (DE LOOZE et al., 2015), estratégia que parece importante, pois a análise da fadiga muscular tem sido proposta pela variação da amplitude do sinal eletromiográfico e pela medida do valor quadrático médio ou *Root Mean Square* (RMS) através do tempo (DIEFENTHAELER, 2009). Outros utilizam análise de desempenho ou ainda a usabilidade do aparato, escalas subjetivas de esforço, em especial Borg-10 (BORG, 1998), também têm sido aplicadas em alguns trabalhos.

A maior parte destes estudos acontece em laboratório, ou ambientes totalmente controlados. Como exemplo, podemos citar a pesquisa de revisão realizada por De Looze et al. (2015) que avaliou diferentes modelos de exoesqueletos para auxílio ao trabalho industrial, onde quarenta artigos foram revisados e somente um deles apresentou pesquisa conduzida em ambiente fabril, talvez pela dificuldade em se conduzir uma pesquisa com a linha de produção ativa. Este é o grande diferencial neste nicho de pesquisa, pois a realidade do laboratório não representa a realidade do ambiente fabril nas grandes indústrias.

A elaboração desse estudo envolveu diversos personagens, no meu caso como fisioterapeuta, tive a colaboração de engenheiros e ergonomistas, toda a disposição da indústria onde se desenvolveu a pesquisa, permitindo a entrada em áreas de acesso restrito e colocando a disposição os seus colaboradores para a realização dos testes.

Algumas dificuldades foram encontradas como a dinâmica da fábrica, em que o operador não pode parar e os ajustes de equipamento tiveram de ser feitos com a produção acontecendo, talvez esse seja o principal motivo da escassez de trabalhos com exoesqueletos em linha de produção, também por essa dificuldade não conseguimos um número adequado de trabalhadores para fazer uma comparação fidedigna com os testes de laboratório.

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivo Geral

Avaliar a usabilidade e a resposta eletromiográfica dos músculos deltoide médio e trapézio superior de um exoesqueleto de membro superior durante a execução de movimentos em abdução do ombro.

### 1.1.2 Objetivos Específicos

- a) Avaliar a Usabilidade do exoesqueleto com o auxílio dos critérios adaptados de Jordan Usability e critérios de conforto e adaptação, em escala subjetiva analógica visual, nas atividades de contração isométrica do ombro em 90° e no trabalho em estação de montagem de automóveis na posição sobre cabeça;
- b) Avaliar o esforço dos músculos deltoide médio e trapézio superior, durante a abdução em contração isométrica do ombro na posição de 90° com o auxílio da medida da RMS obtida pela aquisição do sinal eletromiográfico, comparando a mesma atividade com e sem o uso do exoesqueleto;
- c) Avaliar o esforço dos músculos deltoide médio e trapézio superior, durante a atividade laboral em uma estação de trabalho de uma indústria automotiva na posição sobre cabeça com o auxílio da medida da RMS obtida pela aquisição do sinal eletromiográfico, comparando ambas as atividade com e sem o uso do exoesqueleto.

## 2. REFERENCIAL TEÓRICO

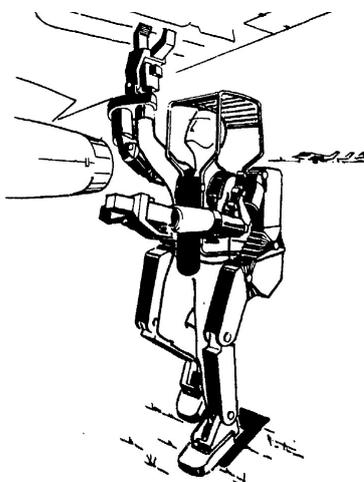
### 2.1 EXOESQUELETO

O termo exoesqueleto é usado para descrever um dispositivo que aumenta o desempenho de um usuário fisicamente apto (DOLLAR; HERR, 2008). Exoesqueletos são órteses funcionais que auxiliam o corpo humano a desenvolver determinadas tarefas, vestindo o corpo para dar suporte aos movimentos, aumentam o poder humano e auxiliam na atuação das articulações humanas (De LOOZE, 2015).

O primeiro aparato semelhante a um exoesqueleto que se tem relato foi construído pelo Russo Nicolas Yagin, utilizava gás comprimido para impulsionar o usuário para aumentar a potência do salto (YAGIN, 1890).

Durante a década de 1960, a General Electric em parceria com as forças armadas dos Estados Unidos da América, desenvolveram um exoesqueleto (Fig.1) denominado Hardiman que potencializava a força em 25 vezes, produzido com fins militares, não teve boa aceitação por motivos técnicos, parece não ser muito funcional como vemos na figura 1, o traje pesava em torno de 680kg e um consumo de 45 KW de energia, tornaram impraticável o seu uso (FICK, 1971).

**Figura 1 - Protótipo de exoesqueleto**



**Fonte: FICK, (1971)**

Nas décadas de 1980 e 1990, alguns protótipos também foram desenvolvidos para fins de transporte de carga, Em 1996, Kazerooni propôs um novo sistema de manuseio de material, no início dos anos 2000, Yamamoto et al. (2003), propôs um exoesqueleto para uso auxiliar para os cuidados de enfermagem, Sankay (2010), desenvolveu o exoesqueleto para auxílio em idosos ou deficientes físicos, este possuía uma capacidade de carga útil de 15kg, Toyamae Yamamoto (2009), desenvolveram um exoesqueleto para uso na agricultura. O Panasonic *activelink*, em 2010, foi criado para trabalho pesado, através de motores elétricos, com capacidade de carga de 50kg, porém o protótipo pesava 230kg (ISHIDA et al., 2009), Jacobsen (2008) patenteou o XOS2, com capacidade de caminhar a 1,5m/s e carregar uma carga de 25kg, em 2012 foi produzido o Hercule para o ministério da defesa francesa, com a capacidade de carregamento de cargas de 20kg, e em 2014 foi desenvolvido o protótipo EB também para transporte e manipulação de cargas pesadas (FONTANA, 2014).

Percebe-se que o início do desenvolvimento de exoesqueletos foi para a indústria bélica, com aparatos mecânicos com o intuito de deslocamento de cargas pesadas, a tecnologia foi então levada ao ambiente médico, e passou a assistir também a doentes e pessoas com limitação física.

Mais recentemente os exoesqueletos passaram por modificações se tornando estruturas passivas, utilizando molas ou outro tipo de armazenamento de energia de forma passiva, tornando a estrutura mais leve e utilizável.

Os exoesqueletos passivos passaram a ser utilizados nas indústrias, com o intuito de prevenir as lesões por esforço, e as doenças osteomusculares relacionadas ao trabalho (DORT) (KIN, 2018), dessa forma os dispositivos de auxílio ao ombro, para atividades executadas acima da cabeça, recebe uma atenção especial de alguns autores (ALABDULKARIN; NUSSBAUM, 2019; DE LOZZE et al., 2015) e também será o foco deste estudo.

Vários são os fatores de dificuldade do desenvolvimento de um exoesqueleto para auxílio do ombro, o principal está na própria anatomia da articulação. Por ter liberdade de movimento em todos os planos e eixos torna muito difícil um *design* próximo ao natural, limitando os movimentos e causando incômodo durante o uso. (NÄF et al., 2018; ALABDULKARIN; NUSSBAUM, 2019; GOPURA; KIGUCHI, 2009).

Atualmente os exoesqueletos estão em uma fase de expansão comercial e

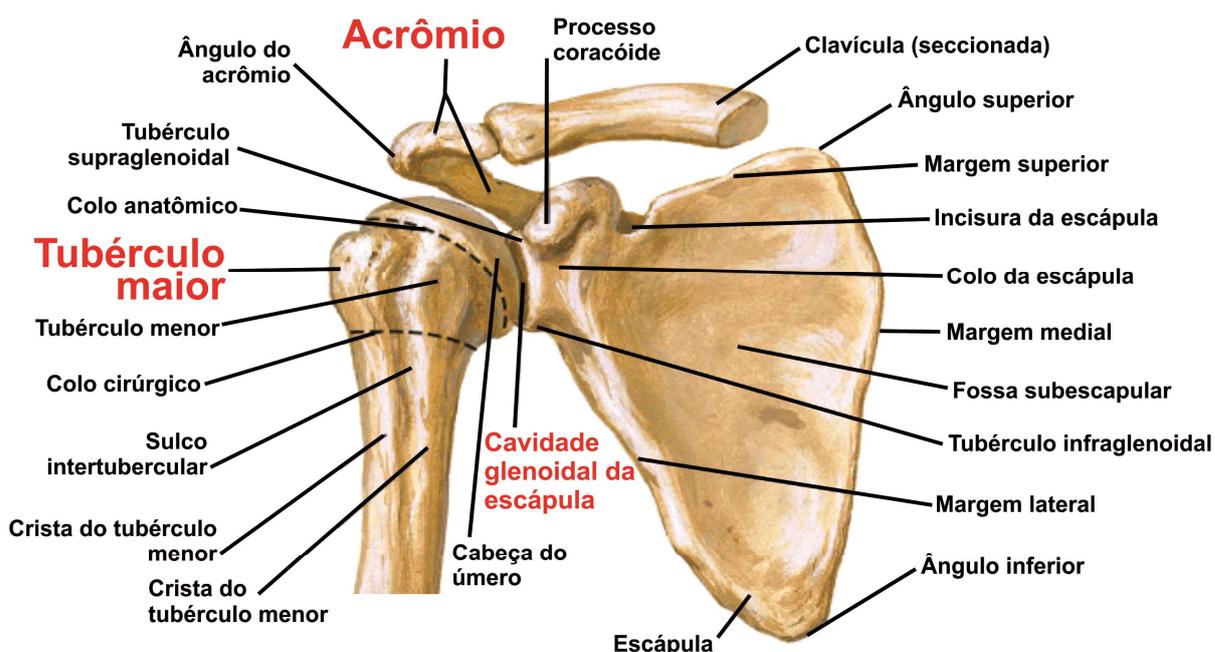
implementação no ambiente produtivo, porém no campo da pesquisa, poucos são os estudos desenvolvidos no chamado “chão de fábrica” onde os usuários finais possam interagir diretamente com os equipamentos e realmente ser avaliados (NÄF et al., 2018; DE LOZZE et al., 2015; WENKE, 2019; ALABDULKARIN; NUSSBAUM, 2019).

O trabalho manual faz parte do ambiente de produção, e a articulação do ombro é muito exigida nas atividades dos trabalhadores, sendo assim é importante estudarmos esse complexo articular.

## 2.2 COMPLEXO DO OMBRO

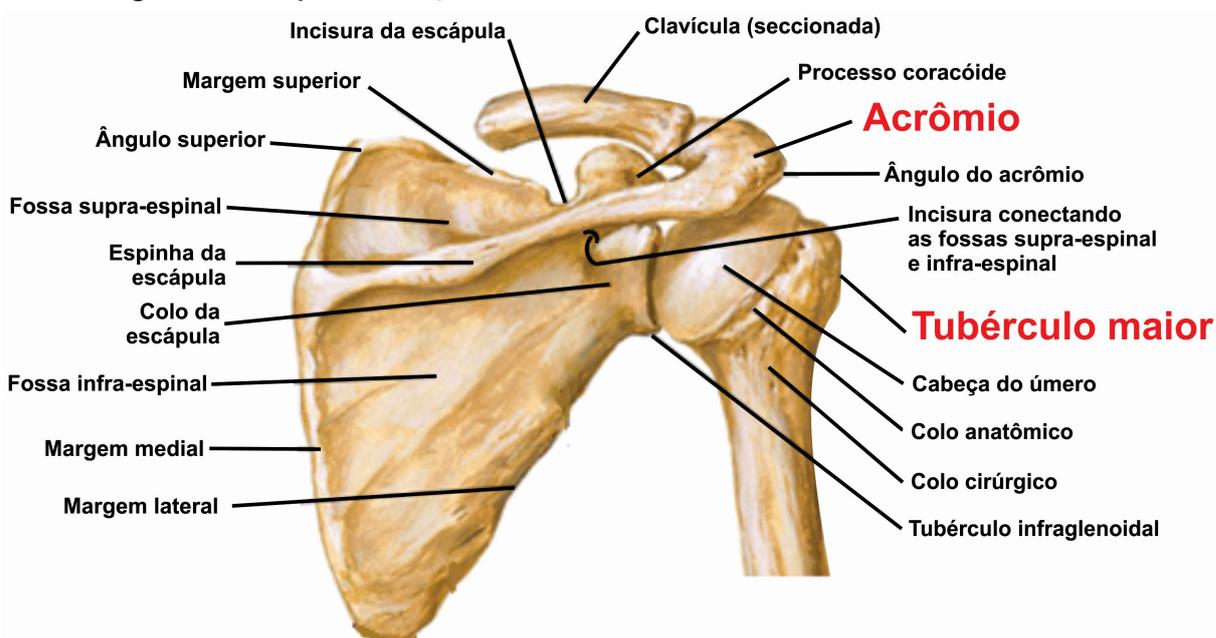
A articulação do ombro é formada pela junção dos ossos escápula úmero e clavícula (Fig.2 e Fig.3), formando a articulação glenoumeral, acrômio clavicular e escápula torácica, essa última não é considerada uma articulação verdadeira no aspecto anatômico, mas funcionalmente, atua como suporte ao movimento da glenoumeral (NETTER, 2015).

Figura 2 - Escápula, Cabeça do Úmero e Clavícula seccionada – Vista Anterior



Fonte: NETTER, (2015).

**Figura 3 - Escápula, Cabeça do Úmero e Clavícula seccionada – Vista Posterior**



Fonte: NETTER, (2015).

### 2.2.1 Articulação Glenoumeral

A articulação glenoumeral é uma articulação diartroica, esfenóide e multiaxial. As superfícies articulares são formadas pela cabeça do úmero, volumosa e grande, e a fossa glenóide da escápula, superfície rasa e pequena em relação à cabeça do úmero, essa sendo duas a três vezes maior que a cavidade glenoide. Por esse motivo a articulação depende do sistema capsulo-ligamentar e neuromuscular para manter a estabilidade sendo assim sujeitam a instabilidades e lesões (NETTER, 2015).

O formato das superfícies ósseas da articulação glenoumeral permite uma mobilidade excessiva à custa da estabilidade. A cabeça do úmero é revestida em sua superfície por uma cartilagem articular, a cavidade glenoide tem formato de pêra, onde a metade inferior é cerca de 20% maior que a metade superior, a fossa glenóide é revestida por uma cartilagem, mais espessa mais espessa na periferia, conferindo um aspecto mais profundo a superfície articular, essa estrutura é denominada bordo glenóide ou ainda labrum glenóide. Essa relação entre a fossa glenóide e a cabeça do úmero é denominada índice glenoumeral, durante os movimentos normais do ombro, apenas 25 a 30% da cabeça do úmero está em contato com a superfície articular da glenóide. (SABESAN, 2019)

O Bordo Glenóideo, superfície cartilaginosa que reveste a fossa glenóide, se funde com a cápsula articular, formando um tecido de cartilagem fibrosa. O tendão da cabeça longa do bíceps se une a extremidade superior da estrutura, sendo essa região uma sede frequente de lesões traumáticas. O labrum glenóide tem um papel fundamental na estabilização da articulação além de suporte, amortecendo e harmonizando os movimentos da cabeça umeral. (SABESAN, 2019)

A cápsula articular envolve totalmente a cabeça do úmero, sendo inserida no seu colo anatômico em sua parte superior, inferiormente a cápsula tem o recesso infraglenoidal, uma prega auxiliar que permite uma maior liberdade de movimento. Anteriormente é reforçada por um complexo de três ligamentos resistentes e fortes, os ligamentos glenoumerais superior, médio e inferior, reforçando esse complexo ainda encontramos o ligamento coracoumeral, e transversal do úmero, este último confere a estabilidade do tendão do bíceps. (MASCARENHAS, 2014)

Numerosas bolsas sinoviais estão presentes na articulação do ombro, e conferem a redução do atrito entre as partes moles e as estruturas ósseas, as de maior relevância são as bolsas subacromial, subdeltoideana e coracobraquial. (MASCARENHAS, 2014)

Devido à expressiva mobilidade e instabilidade a articulação glenoumeral tem um complexo muscular responsável pela sua estabilização dinâmica os principais são os músculos do manguito rotador, supraespinhal, infraespinhal, subescapular e redondo menor (NETTER, 2015).

### 2.2.2 Articulação Acromioclavicular.

A articulação acromioclavicular é uma articulação diartrodial, formada pela extremidade distal da clavícula e pela margem interna do acrômio, é uma articulação plana, assim considerada por suas superfícies articulares serem praticamente planas. Essas são revestidas por cartilagem fibrosa na idade adulta, e possuem uma estrutura discoide com função de menisco no seu espaço articular.

A estabilidade da articulação se dá pelos ligamentos acromioclaviculares superior, inferior, anterior e posterior, ligamentos coracoclaviculares trapezoide e cônico. A inserção dos músculos trapézio superior e deltoide possuem fibras que cruzam a articulação, conferindo maior estabilidade (SOBOTTA; BECHER, 2006).

### 2.2.3 Articulação Esternoclavicular.

A articulação esternoclavicular é uma articulação do tipo diartroica, em formato selar, entre a extremidade proximal da clavícula e a superior do esterno, estabilizada pelos ligamentos esternoclaviculares anterior e posterior, além da inserção dos músculos esternocleidomastoídeo, esternotireóide e esternoióide, é a única articulação verdadeira entre o membro superior e o esqueleto axial.

### 2.2.4 Articulação escapulotorácica.

A relação entre a escápula e o tórax é mantida através das partes moles e por este motivo a articulação escapulotorácica não é considerada uma articulação anatômica verdadeira, mas sim uma articulação fisiológica.

A superfície posterior côncava da escápula se une com a área convexa torácica, posicionando-se a um ângulo de 30° a 45° anterior ao plano coronário. Essa posição é denominada plano escapular.

O posicionamento natural da escápula em repouso tem as seguintes limitações: ângulo superior ao mesmo nível do processo espinhal de T3, ângulo inferior no nível de T7 e bordo medial a 5 ou 6 cm dos processos espinhais torácicos.

A articulação escapulotorácica depende da ação muscular para manter sua estabilidade e mobilidade e toda a função natural de movimentos do braço dependem da correta função da escápula (SOBOTTA; BECHER, 2006).

## 2.3 BIOMECÂNICA

Até então, neste trabalho, o estudo do ombro foi direcionado as estruturas anatômicas em posições estáticas. Nesse momento estudaremos os movimentos da articulação do ombro, os músculos envolvidos e as forças que atuam nesse complexo.

A biomecânica da articulação do ombro é bastante complexa. O ombro é a articulação mais móvel do corpo humano, em decorrência disso, também é a mais instável. Ela permite os movimentos em todos os planos e eixos, e ainda combinando realizando a circundução. Os movimentos, na sua maioria, são

combinados entre mais de uma articulação, a combinação mais estudada é o ritmo escapulo-umeral, que é a combinação dos movimentos da articulação glenoumeral com os movimentos escapulotorácicos. Nos movimentos de elevação do braço (flexão e abdução) no plano da escápula, obtemos uma relação de 2:1, ou seja, a cada dois graus de elevação da glenoumeral temos um grau de elevação escapulotorácica. Essa relação se intensifica a partir dos 30° e é presente até a abdução completa em cerca de 170°.

O músculo deltóide é um músculo em formato triangular, formado por três porções distintas, anterior, média e posterior. A porção média tem atuação em todos os movimentos que envolvam elevação do braço. Já a porção anterior está mais envolvida com a flexão e a porção posterior com a extensão. Embora o deltóide tenha função primária, os movimentos não acontecem sem o apoio de músculos sinergistas, em especial do manguito rotador, que ora age como estabilizadores dinâmicos, ora como motores do movimento.

O manguito rotador é um conjunto de músculos internos e profundos da articulação do ombro, formado pelos Músculos: Supra-espinhal, Infra-espinhal, redondo menor e sub-escapular. Esses músculos são responsáveis pela estabilização do ombro e suas rotações, interna ( sub-escapular) e externa( infra-espinhal e redondo menor).

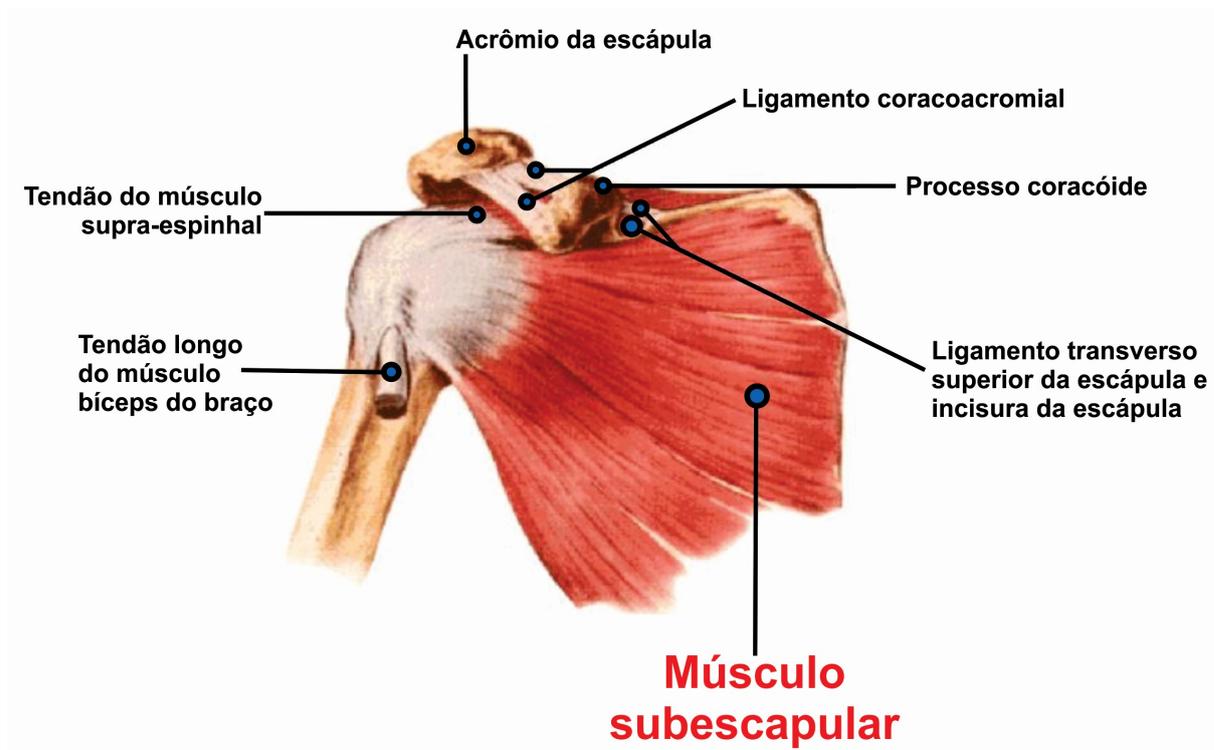
O músculo supra-espinhal permanece ativo em todo o movimento de abdução do braço, mantém a estabilização do ombro em conjunto com os músculos infra- espinhal e redondo menor. O trio tem função primordial na elevação do braço acima da linha do ombro (90°). Esse momento do movimento é necessário realizar uma rotação externa afim de que o trocanter maior do úmero não colida com o acrômio, permitindo a amplitude do movimento, em sinergia ao movimento a atuação do músculo subescapular atua contrapondo suas forças, impedindo a transladação anterior da cabeça do úmero, evitando a sua subluxação. (KAPANDJI, 2007)

Os músculos do manguito rotador (Fig.4, Fig.5 e Fig.6) não têm suas ações isoladas na estabilização do ombro, suas forças são contrapostas e neuromoduladas garantindo a estabilidade dinâmica da glenoumeral em todos os movimentos. (KAPANDJI, 2007; NETTER, 2015).

Em seguida podemos observar nas figuras (Fig.4, Fig.5 e Fig.6) o posicionamento anatômico dos músculos do manguito rotador. Os três músculos posteriores, Supra-espinhal, Infra-espinhal e Redondo menor, tem a inserção no

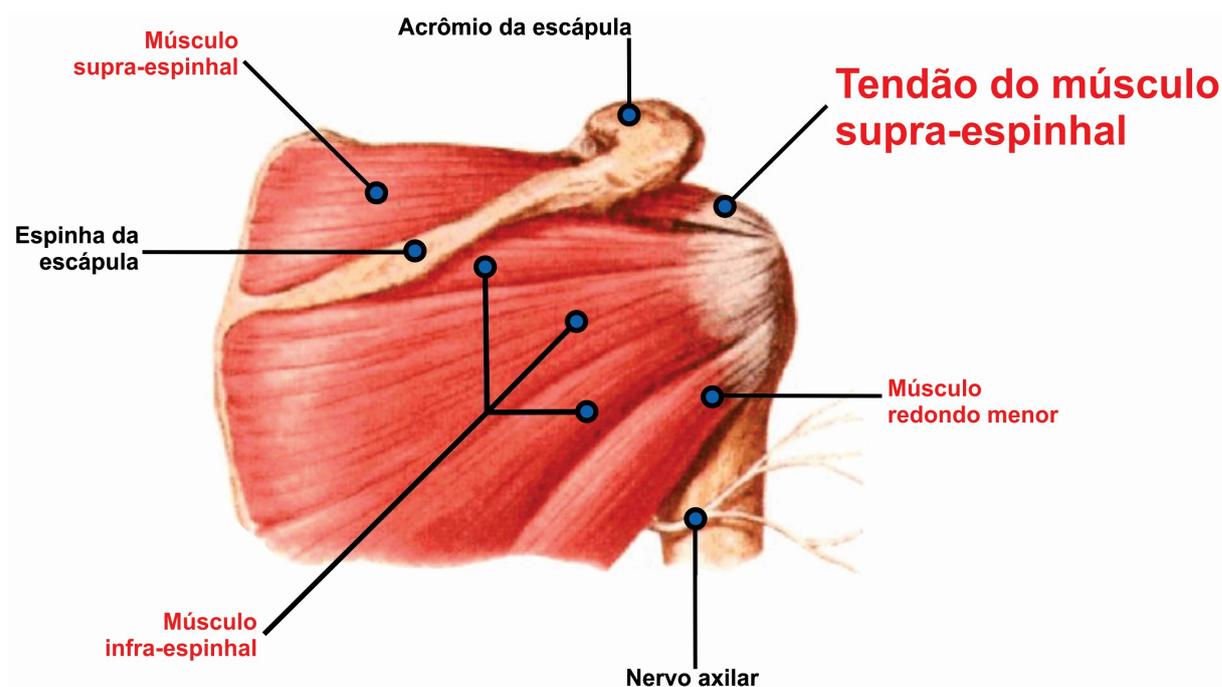
tubérculo maior do úmero, esta região sofre colisão com o acrômio, situação que será discutida mais adiante, levado a constante lesão mecânica dessas estruturas.

**Figura 4 - Músculos do Manguito Rotador - Vista Anterior**



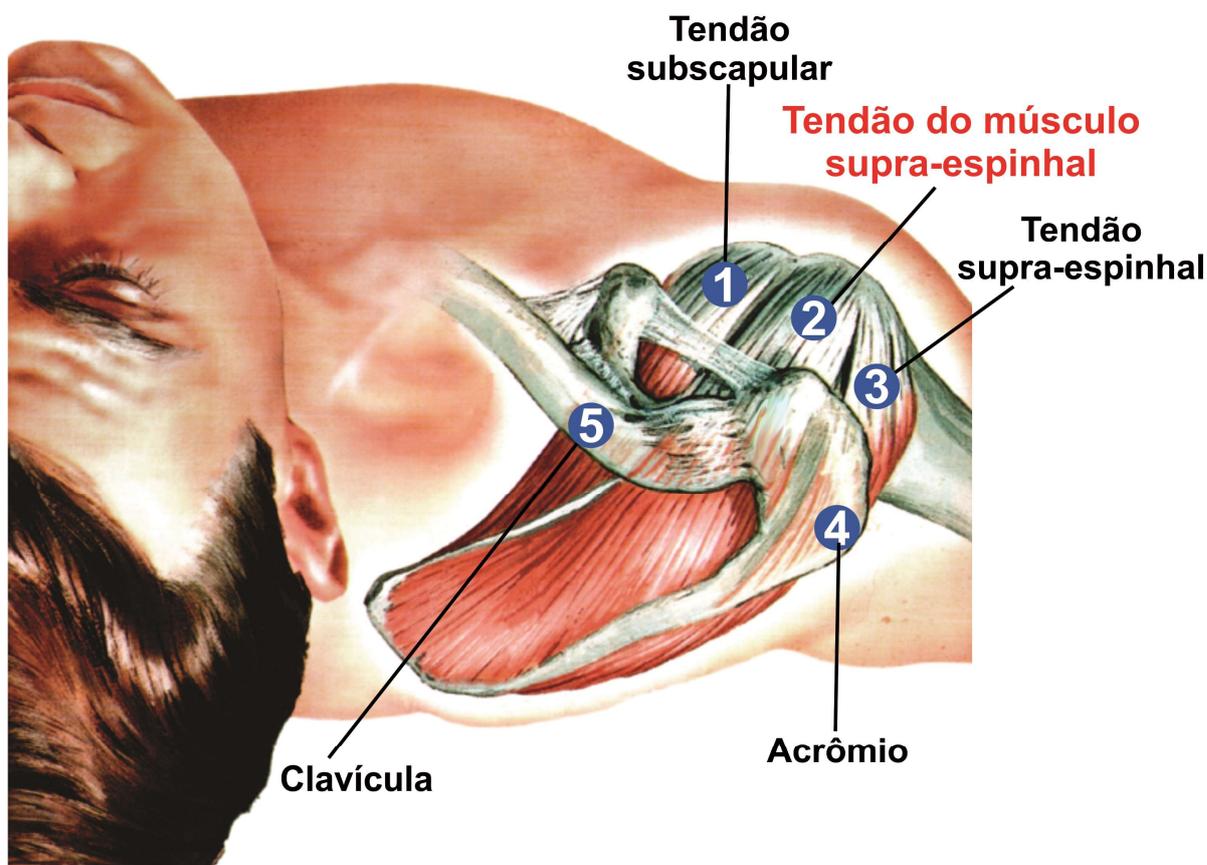
Fonte: NETTER, (2015)

**Figura 5 - Músculos do Manguito Rotador - Vista posterior**



Fonte: NETTER, (2015).

Figura 6 - Músculos do Manguito Rotador – Vista superior.



Fonte: NETTER, (2015).

## 2.4 LESÕES DO OMBRO

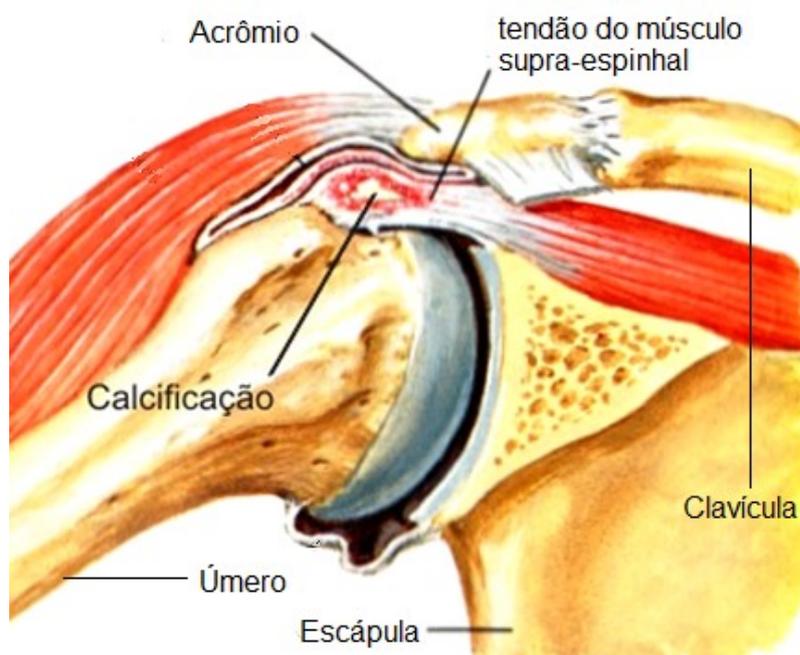
Devido a grande mobilidade, funcionalidade e instabilidade, o ombro é uma das articulações mais propensas a lesões. Dentre as diversas afecções que envolvem o ombro, a mais relevante, nesse estudo, são aquelas que acometem o manguito rotador.

O manguito rotador exerce três funções primordiais na articulação do ombro, são responsáveis pela estabilização dinâmica da articulação glenoumeral, controle do translado da cabeça do úmero e movimentos de rotação do braço. Tem a inserção junto à tuberosidade maior do úmero, exceto o músculo subescapular, a região possui vascularização pobre, e quando colocado em tensão prolongada e em compressão subacromial (elevação do braço acima de 45°) essa micro circulação fica ainda mais prejudicada (NEER, 1972).

A impaction do manguito rotador (Fig.6) contra o acrômio e o ligamento acromioclavicular, parece ser a principal causa de lesões da região, em especial do tendão do músculo supra-espinhal (Fig.7). Essa impactação ocorre em praticamente

todo o arco de movimento da elevação do braço, sendo mais acentuada entre 60 e 120°, justamente nessa posição as forças são maiores sobre o tendão do supra-espinhal (Fig. 7). Esta impactação pode ser mais acentuada de acordo com a variação anatômica do acrômio (Fig.7), Bigliani, (1991) classificou a formação do acrômio em três formatos, tipo 1 ou plano tipo 2 ou curvo e tipo três ou em gancho, os acrômios do tipo 3 tem maior impactação nas estruturas (BIGLIANI, 1991).

**Figura 7 - Pinçamento do tendão do músculo supra-espinhal no movimento de abdução do ombro**



Fonte: NETTER, (2015).

Os movimentos do ombro são dados pelos músculos: Deltóide em suas três porções, responsáveis pela abdução (porção média), flexão (porção anterior), extensão (porção posterior), redondo maior (extensão), grande dorsal (extensão), cabeça longa do bíceps atua como sinergista da flexão, supra-espinhal (abdução) infra-espinhal (rotação externa), redondo menor (rotação externa), subescapular (rotação interna). Esses últimos quatro são conhecidos como manguito rotador, além dos movimentos do úmero outros músculos atuam nos movimentos da escapula realizando sua estabilização permitindo a harmonia dos movimentos do braço, entre eles o trapézio, os rombóides e serrátil.

O ombro é a articulação do corpo humano com a maior liberdade de movimentos, a concavidade da fossa glenóide em conjunto com a formação esférica da cabeça do úmero permitem movimentos nos três planos e eixos. Essa liberdade

confere ao ombro um aspecto muito instável, sendo estabilizada, em grande parte pelos músculos do complexo do manguito rotador.

Entre os movimentos do ombro, os que são realizados acima da linha da cabeça são os mais preocupantes do ponto de vista clínico, pois devido à anatomia estrutural, existe uma colisão entre duas estruturas ósseas, o acrômio colide com a tuberosidade maior do úmero, essa região coincide com a inserção dos músculos supra espinhoso e infra espinhoso, e ainda é circundada pelo tendão longo do bíceps, produzindo uma compressão dos tendões desses músculos em todos os movimentos de abdução e flexão, a partir dos 60°, essa colisão é a principal hipótese da lesão dessas estruturas, sendo por isso denominada síndrome do impacto (NEER, 1972).

## 2.5 ELETROMIOGRAFIA

### 2.5.1 ORIGEM DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

A EMG é um sinal obtido considerado de origem bioelétrica, sendo assim um biopotencial (COHEN, 2000). Tem sua origem no cérebro, nas áreas motoras, lobos frontais, córtex pré-frontal e córtex motor primário (CRISWELL, 2011). Os sinais percorrem a medula espinal e através dos motoneuronios são conduzidos para as fibras musculares.

### 2.5.2 UNIDADE MOTORA

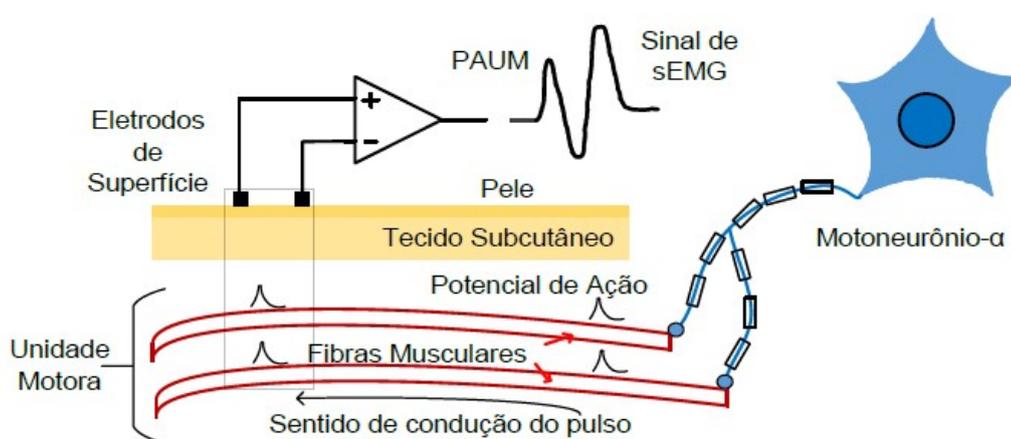
Uma unidade motora (UM) é formada pelo conjunto de fibras musculares inervadas por um mesmo motoneurônio (POZZO; FARINA; MERLETTI, 2004). Os biopotenciais que são mensurados na EMG são provenientes da ação das UM.

O neurônio é a célula neural base do sistema nervoso e é subdividida em três partes: corpo celular ou soma, dendritos e axônio (CARR; BROWN, 2001). No soma ficam concentrados o núcleo e organelas celulares; nos dendritos temos ramificações que entram em contato com outras células para receber as informações e estímulos, oriundos de outros neurônios e transmite ao corpo celular (GUYTON; HALL, 2011). O axônio pode ser revestido pela bainha de mielina, uma capa isolante de gordura chamada nela são encontrados os Nódulos de Ranvier, partes não isoladas que aceleram o impulso nervoso (CARR; BROWN, 2001).

Os músculos esqueléticos são ligados aos ossos através dos tendões isso permite a os movimentos. A contração do músculo esquelético é responsável pelo movimento (TRIPLETT, 2015). Um músculo é agrupado em feixes ou fascículos musculares (CRISWELL, 2011; TRIPLETT, 2015). Os fascículos são compostos por várias fibras musculares, revestidas pelo sarcolema, uma membrana de tecido conjuntivo (CRISWELL, 2011; GUYTON; HALL, 2011). As células musculares ou fibras são polinucleadas e os núcleos localizam-se ao longo da fibra muscular. Seu interior possui alta concentração de Cálcio(Ca) esta região é chamada de sarcoplasma, a liberação do cálcio é o que permite a contração muscular. Cada fibra muscular é composta por miofibrilas, que possuem proteína de cadeia longa denominadas de filamentos de miosina e actina: o deslizamento dessas proteínas proporciona as contrações musculares (GUYTON; HALL, 2011).

O Potencial de ação (PA) (fig.8) pode ser descrito como variações rápidas dos potenciais elétricos entre os meios externos e internos das membranas de células excitáveis, (fibras musculares e neurônios) (GUYTON; HALL, 2011; KANDEL; BARRES; HUDSPETH, 2013). Os PAs são os mecanismos usados pelo sistema nervoso para fazer a comunicação entre os tecidos, glândulas e o próprio sistema nervoso.

**Figura 8 - Representação do processo de propagação de PA e registro de paum por meio da superfície da pele**



**Fonte: Stevan, JR; et al. (2015)**

O PA é caracterizado por três fases. O repouso possui potencial negativo entre o interior e o exterior celular da membrana plasmática. Nessa fase, o gradiente desta tensão está em torno de -90 a -70 mV nas membranas das fibras musculares (KAMEN; GABRIEL, 2015; POZZO; FARINA; MERLETTI, 2004). O que gera este

gradiente é a diferença entre a concentração de íons, no interior da célula, há uma concentração maior de íons de Potássio ( $K^+$ ), e no meio externo, íons de Sódio ( $Na^+$ ).

Na presença de estímulos, pode esse ser e de origem mecânica, elétrica, química ou física, aumenta a permeabilidade da membrana plasmática aos íons de  $Na^+$ , iniciando o potencial de ação (CARVALHO, 2008; GUYTON; HALL, 2011). Assim o potencial elétrico da membrana se altera, dá-se então a fase de despolarização, esse evento ocorre devido aos íons  $Na^+$  migrarem em direção ao interior da célula, tornando a tensão de membrana positiva. Essa alteração pode atingir valores que, variam de +10 mV ou mais (KAMEN; GABRIEL, 2015). Quando atingir o ponto máximo de despolarização na célula, a permeabilidade de membrana ao  $Na^+$  diminui e ocorre o aumento da permeabilidade ao  $K^+$ , devido à alteração das concentrações iônicas (CARR; BROWN, 2001; GUYTON; HALL, 2011). Assim se dá a repolarização, proporcionando o interior da célula novamente mais negativo que o exterior e atingindo o potencial de repouso.

Durante a contração voluntária, os PAs de um motoneurônio cruzam até as terminações do axônio, estas estão ligadas as fibras musculares em uma região denominada placa motora. Na placa motora, o neurotransmissor acetilcolina, é secretado pelo neurônio. Está é responsável pelo estímulo de início do PA que se propaga na fibra muscular (GUYTON; HALL, 2011).

O PA adentra o centro da fibra muscular, estimula o sarcoplasma a liberar uma grande quantidade de íons de cálcio. Os íons  $Ca^{2+}$  em contato com os filamentos de miosina e actina causam uma deformação estrutural nas proteínas fazendo o deslizamento de uma sobre a outra, assim acontece o processo de contração. Com a ação da bomba de cálcio Em uma fração de segundo, os íons bombeados para de volta ao sarcoplasma, assim ficam armazenados até o início de um novo PA. Com a remoção dos íons de cálcio das miofibrilas termina a contração muscular (GUYTON; HALL, 2011).

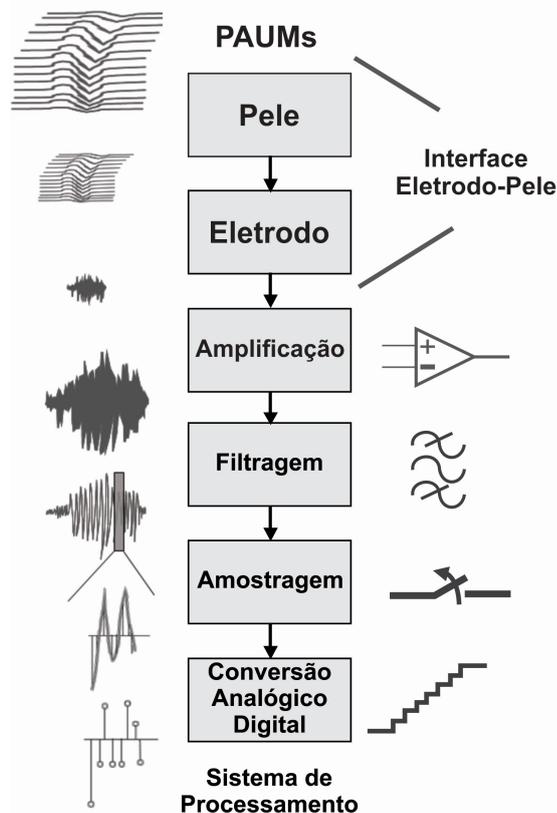
O número de fibras musculares por UM é chamado de taxa de inervação, varia de poucas unidades até milhares (KAMEN; GABRIEL, 2015). Podemos ver isso na taxa de inervação alta do como no gastrocnêmio com 2 mil fibras musculares para cada unidade motora, ou baixa, como os músculos dos olhos, com 10 fibras por UM, isso depende da precisão, velocidade e ação que aquele grupo muscular exerce (KAMEN; GABRIEL, 2015; POZZO; FARINA; MERLETTI, 2004).

Ao disparar um único motoneurônio resulta em uma descarga de muitas fibras musculares quase que simultaneamente (KAMEN; GABRIEL, 2015). Quando todas as atividades das fibras são somadas, geram um Potencial de Ação de Unidade Motora (PAUM ou MUAP, do inglês, Motor Unity Action Potential). A Figura 8 apresenta como ocorre a formação do PAUM ao longo das fibras musculares este é um somatório espaço temporal dos PAs gerados por um motoneurônio-alfa (motoneurônio-?). O sinal de EMG é a resultante da atividade elétrica das UMs recrutadas em uma contração muscular (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

### 2.5.3 INSTRUMENTAÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

O EMG possui um sinal de aspecto ruidoso, forte característica aleatória e de difícil interpretação visual (NAJARIAN; SPLINTER, 2012). Alguns recursos podem ser utilizados para reduzir as interferências e proporcionar melhora da qualidade do sinal. As principais etapas comumente existentes na aquisição e condicionamento estão apresentadas na Figura 9 e serão discutidas nos itens a seguir.

**Figura 9 - Etapas de aquisição e Pré-processamento do sinal EMG**



Fonte: Mendes, JR. (2017)

#### 2.5.4 Eletrodo

A forma de captação do sinal EMG é o primeiro ponto a ser observado na aquisição (CRISWELL, 2011; DE LUCA, 2006; JAMAL, 2012). Duas são as principais formas no estudo e uso da EMG: a eletromiografia invasiva e a não invasiva, sEMG (CRISWELL, 2011; HAKONEN; PIITULAINEN; VISALA, 2015).

A eletromiografia invasiva, através da perfuração da pele, utiliza eletrodos que coletam do sinal das fibras musculares (KAMEN; GABRIEL, 2015). A eletromiografia não invasiva ou sEMG mede os PAUMs com eletrodos localizados na superfície da pele (CRISWELL, 2011). Os eletrodos são confeccionados em metais condutores e convertem os sinais dos potenciais em um sinal elétrico (KAMEN; GABRIEL, 2015; MERLETTI; HERMENS, 2004).

Eletrodos invasivos são mais usados em situações clínicas e de pesquisa para avaliar contrações musculares estáticas e nas atividades e comportamento de UMs individuais (KAMEN; GABRIEL, 2015; TRONTELJ; JABRE; MIHELIN, 2004). Em pesquisas de denervação do músculo, sinais de reinervação ou regeneração do nervo em doenças musculares, como as miopatias, e neuromusculares (TRONTELJ; JABRE; MIHELIN, 2004). Os modelos invasivos causam incômodo e não permitem ampla movimentação do paciente.

Os eletrodos não invasivos causam desconforto mínimo ao paciente, são posicionados na superfície da pele. Fabricados com prata sintetizada ou cloreto de prata, ouro, platina, irídio e aço inoxidável (KAMEN; GABRIEL, 2015; POZZO; FARINA; MERLETTI, 2004). Esses eletrodos limitam-se aos músculos superficiais, não podem isolar a ação um músculo apenas, são pouco seletivos e mais suscetivos a ruídos e crosstalk muscular (FRIDLUND; CACIOPPO, 1986). Os modelos não invasivos podem, ainda, serem usados com gel ou secos e passivos ou ativos (HAKONEN; PIITULAINEN; VISALA, 2015; KAMEN; GABRIEL, 2015).

O gel condutor atua como uma ponte eletrolítica, facilitando a condutibilidade e a pele, atenua artefatos de movimento, isso torna esse tipo de eletrodo o mais utilizado. Os eletrodos secos não possuem gel condutor apresentam alta impedância entre eletrodo-pele e são susceptíveis aos artefatos de movimento. Porém alguns estudos têm demonstrado alta fidelidade entre os dois modelos de eletrodos. (HAKONEN; PIITULAINEN; VISALA, 2015; LAFERRIERE; CHAN; LEMAIRE, 2010; MERLETTI; HERMENS, 2004).

Os eletrodos podem possuir um sistema pré-amplificador em seu dispositivo, o que gera ganho no sinal antes de ser enviado à unidade de processamento (KAMEN; GABRIEL, 2015).

A configuração dos eletrodos pode ser monopolar ou bipolar. Na forma monopolar se aloca um eletrodo na fibra muscular e outro em uma área eletricamente neutra (estrutura óssea sem relação com a região estudada) (DE LUCA, 2006). Já configuração bipolar são dois eletrodos são colocados nas extremidades do feixe muscular e um eletrodo em uma região eletricamente neutra. Essa configuração melhora a qualidade do sinal devido a atenuação de ruídos comuns no músculo (como sinal de 60 Hz) (DE LUCA, 2006). Com relação à distância entre eletrodos, recomenda-se utilizar entre 1 a 2 cm (HAKONEN; PIITULAINEN; VISALA, 2015; HERMENS et al., 2000).

O posicionamento dos eletrodos é fundamental na coleta e influencia o sinal (DE LUCA, 1997). A localização correta dos eletrodos leva a melhora da relação sinal-ruído e afeta o valor da amplitude e das frequências coletadas a partir da pele. Devido à impedância das camadas da pele podem atenuar os sinais até a superfície de captação (HAKONEN; PIITULAINEN; VISALA, 2015; MERLETTI et al., 2009). O crosstalk é o fenômeno de captação de sinais musculares provenientes de músculos vizinhos à área onde o sinal é adquirido (DE LUCA, 1997). A maioria dos trabalhos refere o posicionamento dos eletrodos paralelamente às fibras musculares, isso aumenta a seletividade e sensibilidade do músculo estudado, em estudos que buscam informações de grupos musculares em uma forma global utilizam o posicionamento e orientação transversais às fibras (DE LUCA, 1997; HAKONEN; PIITULAINEN; VISALA, 2015).

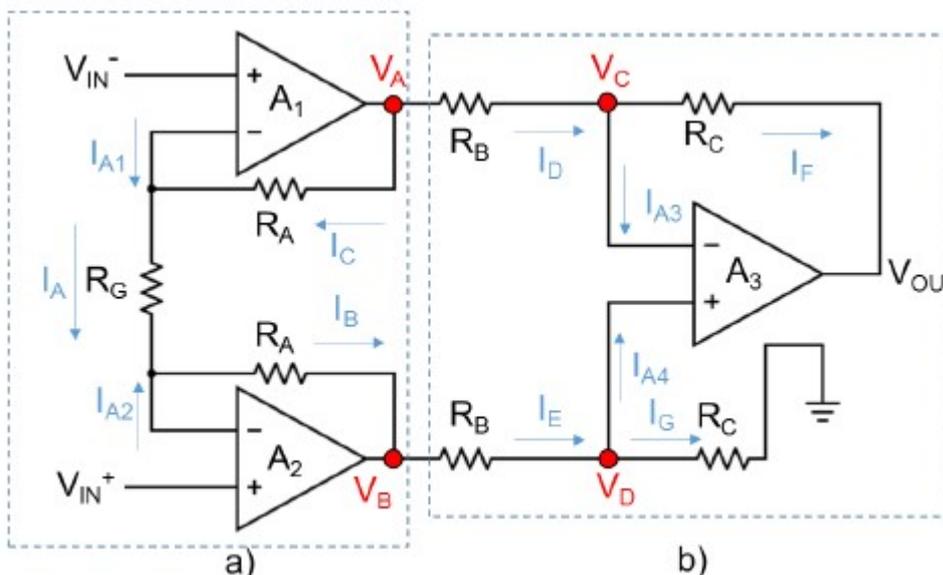
#### 2.5.5 Característica dos Sinais de EMG

As variações da amplitudes do sinal captado através dos eletrodos de superfície são de 50 mV até 5 mV e as frequências na faixa de 20 a 500 Hz (COHEN, 2000; DE LUCA, 2006; MERLETTI; HERMENS, 2004). A energia dominante do sinal fica concentrada entre 50 e 150 Hz (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). De uma forma geral, (FRIDLUND; CACIOPPO, 1986) concluem que entre 10 e 200 Hz concentra-se a energia primária de sEMG, entre 10 e 30 Hz correspondem às taxas de disparo das UMs e a ação das PAUMs ocorre acima de 30 Hz.

### 2.5.6 Amplificação

Devido aos sinais de EMG possuírem baixas amplitudes, é necessário à ação de um amplificador para evidenciar os valores de suas magnitudes a fim de fornecer um sinal de qualidade e com nível de tensão adequado para as etapas de processamento (NAGEL, 2000). Devido aos sinais de EMG possuírem baixas amplitudes, portanto, é preciso à ação de amplificação para evidenciar os valores de suas magnitudes com o intuito de obter um sinal de qualidade e com nível adequado de tensão para o processamento (NAGEL, 2000). São três amplificadores que compõem o circuito de instrumentação. Os amplificadores A1 e A2 são amplificadores não inversores que atuam como estágios de entrada do circuito (Fig.10 á esquerda), enquanto que o amplificador A3 é um amplificador diferencial (Fig.10 á direita) (KITCHIN; COUNTS, 2006; TEXAS INSTRUMENTS, 1995).

**Figura 10 - Diagrama esquemático de um amplificador de instrumentação. Á esquerda (a) estágios de entrada e á direita (b) o amplificador diferencial**



Fonte: Mendes, JR. (2017)

### 2.5.7 Filtragem

É preciso limitar a banda de sinal analisado, para tal o uso de filtros que atenuem interferências e garanta uma melhor qualidade de sinal, pois os componentes ruidosos geralmente fornecem interpretações equivocadas (DE LUCA et al., 2010). Um filtro passa-banda pode ser usado, este é composto por filtros

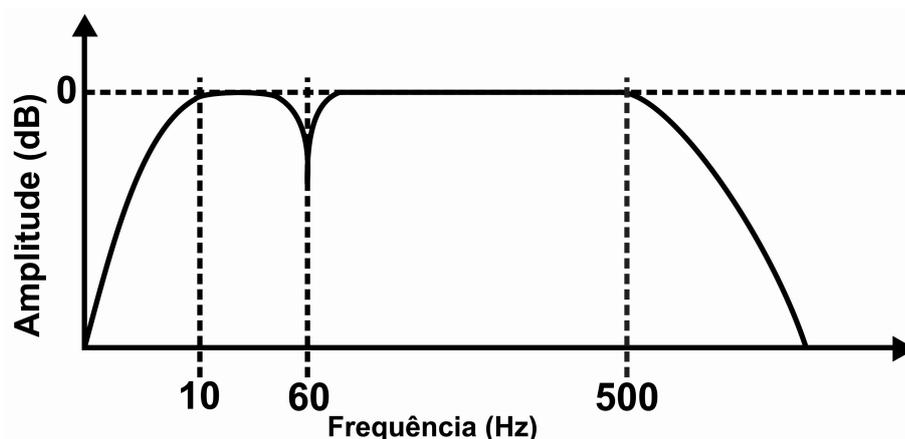
passa-baixa (atenuando as altas frequências) e passa-alta (atenuando as baixas frequências) (KAMEN; GABRIEL, 2015; POZZO; FARINA; MERLETTI, 2004).

Ruídos de baixa frequência são classificados como os offsets DC, provenientes de alteração de temperatura e artefatos de movimento (deslocamento de eletrodos, cabos, gel condutor). Já, os ruídos de alta frequência acontecem por influencia de sistemas de comunicação ou outros biopotenciais fisiológicos, esses também podem auxiliar contra o aliasing (serrilhamento) do sinal durante a amostragem (CRISWELL, 2011; JAMAL, 2012; KAMEN; GABRIEL, 2015; POZZO; FARINA; MERLETTI, 2004).

A rede elétrica de distribuição tem enorme influencia na interferência do sinal de sEMG (60 Hz no Brasil e 50 Hz em outros países) além de seus harmônicos (PEDROSO, 2013). Podem ser atenuados com filtros rejeita-faixa (ou notch) normalmente usados com frequência entre 59-61 Hz (CRISWELL, 2011). Existem opiniões controversas em relação a seu uso. Alguns autores afirmam causar distorção de fase, e no caso do rejeita-faixa, pode ocorrer inversão da fase nas bandas próximas a frequência de rejeitada (OPPENHEIM; WILLSKY, 2010), e essas estão dentro dos domínios do sinal de sEMG (DE LUCA, 2006). Alguns autores que desaconselham o uso desses filtros (POZZO; FARINA; MERLETTI, 2004; CRISWELL, 2011).

A finalidade e a área de captação são as variáveis que determinam a banda de captação do sinal de sEMG. À análise de movimentos, filtragem nas faixas de 10 a 500 Hz são recomendados (DE LUCA, 2006; POZZO; FARINA; MERLETTI, 2004). Para a captação dos músculos da face, a banda de 25-500 Hz se mostrou melhor, enquanto de 100-200 Hz para o trapézio pode eliminar os ruídos provenientes da contração do coração (CRISWELL, 2011). Existem trabalhos que utilizam frequências de corte para o passa-alta acima de 60 Hz e passa-baixa de até 250 Hz, estes afirmam que o aumentar a banda (tanto abaixo quanto acima) não representa grande precisão em sistemas de classificação, o que contribui para atenuar o sinal de 60 Hz (LI et al., 2010, 2011). A Figura 11 apresenta de uma forma generalizada, especificações das bandas dadas na literatura.

Figura 11 - Especificações gerais da banda esperada de frequência dos filtros de EMG



Fonte: Mendes, JR. (2017)

### 2.5.8 Taxa de Amostragem e Conversão AD

Após a filtragem adequada e amplificação do sinal, é preciso que interaja com um sistema digital (microcontrolador, computador, entre outros) para que o sinal seja amostrado e quantificado em um conversor Analógico-Digital (AD) (KAMEN; GABRIEL, 2015).

A amostragem do sinal de sEMG, observando o Teorema de Nyquist é dada em uma taxa de 1000 amostras por segundo, pois as maiores frequências da banda estão entre 450-500 Hz (HAKONEN; PIITULAINEN; VISALA, 2015; MERLETTI; HERMENS, 2004). a quantidade de bits também é levada em conta quanto maior, maior a os níveis representados. Para sEMG as altas resoluções são usadas, (12 e 16 bits), isso garante melhores detalhes do sinal; porém, necessitam maior poder computacional (KAMEN; GABRIEL, 2015; MERLETTI; HERMENS, 2004).

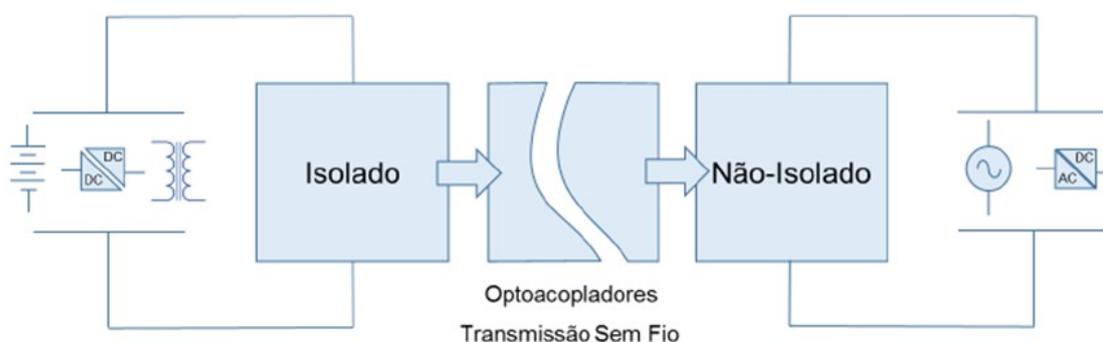
### 2.5.9 Isolação e Proteção

A divisão dos sistemas de captura de sEMG e feita em isolada (ou flutuante) e não isolada, apresentadas na Figura 12. O individuo sempre será conectado a parte isolada do sistema. Aonde, os circuitos são alimentados por baterias (MERLETTI et al., 2009; OLSON, 2010). O componente não isolado, é conectado em sistemas externos, de processamento e visualização de dados, como computadores, modems e osciloscópios. Sua alimentação é feita por conexão direta

com a rede elétrica ou por fontes conversoras AC-DC (MERLETTI et al., 2009; OLSON, 2010).

Como fator primordial de segurança, principalmente contra falhas elétricas, um sistema não deve ser ligado na rede elétrica e no indivíduo sem que exista alguma barreira de proteção ou isolamento, como optoacopladores ou sistemas de transmissão sem fio, para realizarem conexão entre as partes isoladas e não isoladas, isso garante a segurança do usuário (MERLETTI et al, 2009).

**Figura 12 - Representação e alimentação das partes isoladas e não isoladas dos sistemas de condicionamento do final de EMG.**



**Fonte: Mendes, JR. (2017)**

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Os procedimentos foram submetidos e estão de acordo com os preceitos de ética em pesquisa protocolados na Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UTFPR (UTFPR-CAAE89638918. 0.0000.5547).

#### 3.1 QUESTIONÁRIOS APLICADOS

Para se cumprir o primeiro objetivo específico da pesquisa, dois questionários em formato de escala visual analógica foram aplicados para que os usuários pudessem explicitar as suas impressões a respeito da experiência com o equipamento. O primeiro, adaptado de Näf et al. (2018), tem como objetivo avaliar as condições de uso imediato, focando diretamente na tarefa realizada (Anexo 2). O segundo, também adaptado pelo autor, utiliza dos critérios de usabilidade propostos por Jordan (1998), para gerar uma escala capaz de captar a opinião dos usuários a respeito das condições de uso e operação do produto em questão (Anexo 3). Ambos os questionários possuem formato analógico visual proposto por Borg (1998), na sua escala conhecida como Borg-10.

Estes questionários foram aplicados após os testes práticos com o exoesqueleto, tanto no laboratório como no ambiente de trabalho, sendo que neste último, os testes também foram preenchidos pelos examinadores para obter uma segunda visão a respeito da usabilidade do equipamento.

#### 3.2 TESTES ESTÁTICOS NO LABORATÓRIO

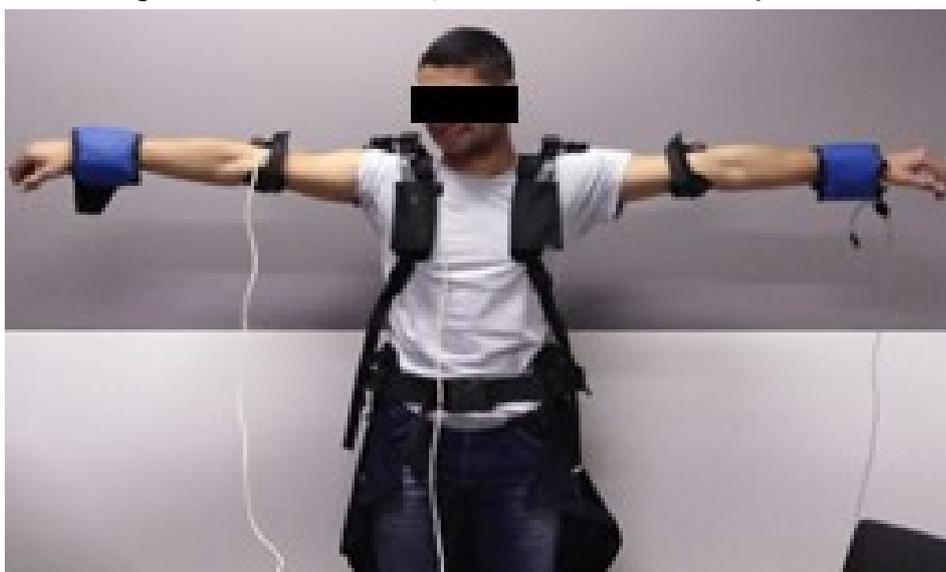
Com o objetivo de avaliar a influência do exoesqueleto nas atividades musculares foram realizados testes estáticos em ambiente controlado de laboratório com uma população composta por 30 voluntários. Tal teste consistiu em manter junto a cada punho pesos de um quilograma (1Kg) e manter os braços abduzidos em posição de 90° durante trinta segundos. Tal teste foi realizado, para todos os sujeitos, em duas etapas: sem vestir o exoesqueleto, conforme a Figura 13 e vestido com equipamento ilustrado com a Figura 14.

**Figura 13 - Fotografia do teste de abdução sem o uso do exoesqueleto no laboratório.**



Fonte: autoria própria, (2019).

**Figura 14 - Fotografia do teste de abdução vestido com o exoesqueleto no laboratório.**



Fonte: Autoria própria, (2019)

Para padronização dos procedimentos, os testes estáticos obedeceram a seguinte sequência: orientação quanto ao estudo, assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), posicionamento dos eletrodos (Fig.15), ajuste dos pesos de 1 Kg nos punhos, abdução do ombro a 90°, para então manter a posição por trinta segundos, durante os trinta segundos de abdução do ombro, foram coletados os sinais eletromiográficos dos músculos deltoide direito (fibras médias) e trapézio direito (fibras superiores). Após esta primeira coleta de dados o exoesqueleto foi vestido e ajustado ao corpo dos sujeitos, os braços do

exoesqueleto posicionados na posição ativada e novamente solicitado à abdução de 90° sustentando a posição por trinta segundos. Durante os trinta segundos de abdução do ombro, foram coletados os sinais eletromiográficos dos músculos deltoide direito e Trapézio direito.

**Figura 15 - Ilustração do posicionamento dos eletrodos.  
À esquerda vista posterior e à direita vista frontal.**



Fonte: JEFFEREI, (2017).

### 3.2.1 Etapas do teste estático

Foram selecionados 30 voluntários. Realizou-se um total de 60 coletas. Sendo 30 delas com os voluntários sem vestir o exoesqueleto (EXO) e 30 vestidos com o equipamento. O exoesqueleto é do tipo passivo para ombros com mola no ajuste médio.

Para coleta dos sinais eletromiográficos utilizou-se o eletromiógrafo bipolar da marca EMG System do Brasil®, modelo 434C. Os eletrodos utilizados são da marca 3M® de tamanho 3x3cm. E para análise dos dados empregou-se o programa MATLAB® na versão 2018.

Os procedimentos foram divididos em 4 etapas sendo elas:

- a. Pré-teste;
- b. Sem o EXOESQUELETO;
- c. Com o EXOESQUELETO e
- d. Pós-teste.

A seguir a figura 16 ilustra os procedimentos de cada etapa.

Figura 16 - Fluxograma das etapas dos testes estáticos.



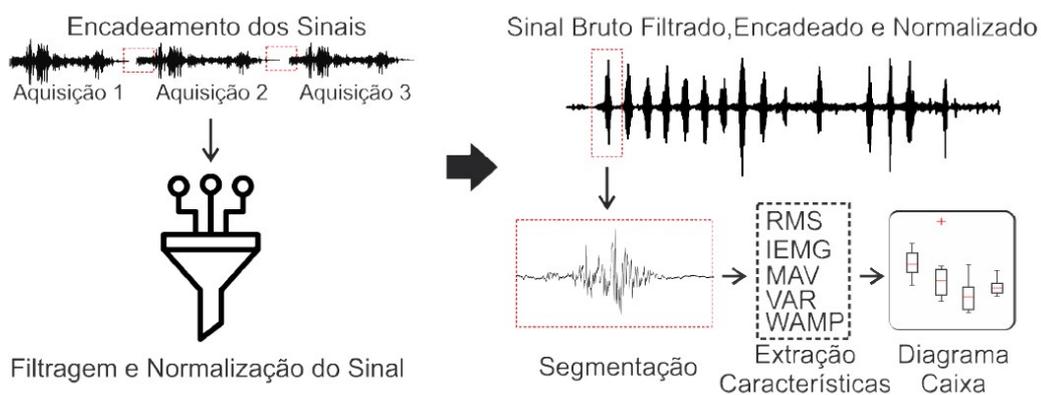
Fonte: Autoria própria, (2019).

Conforme Hakonen (2015) a colocação e posicionamento dos eletrodos nos músculos trapézio superior direito e deltoide médio direito deve ser paralelamente as fibras musculares, com distância de 2 cm entre eles. E ainda deve haver um eletrodo de referência colado no processo estilóide da ulna esquerda.

A análise dos dados no MATLAB® 2018 ocorreu com a extração da RMS do sinal e inferência estatística sobre os dados, a inferência usada foi a Wilcoxon *rank sum test*.

Para tal análise foram tomados os seguintes passos. Elaboração de um código único do MATLAB® para extração das variáveis, demonstradas na figura e descritas a seguir.

Figura 17. Etapas do processamento dos sinais e extração das variáveis



Fonte. Tozo, (2019)

A primeira etapa do processamento foi o encadeamento de sinais, transformando os sinais adquiridos na contração muscular em um grande feixe de sinal, para facilitar o processamento.

Devido aos fatores de interferência já citados no texto, o sinal passou por um processo de filtragem, utilizados 3 tipos de filtros: um tipo *Notch* atenuando a frequência da rede elétrica 60 Hz, com fator de qualidade de 5 Hz, e dois tipos *Butterworth* de terceira ordem, formando um filtro passa-banda para as frequências acima de 400 Hz (passa-baixa) e abaixo de 5 Hz (passa-alta).

Então os dados foram normalizados a partir da máxima contração voluntária adquirida durante a calibração do aparelho afim de que fiquem em uma mesma escala.

Só então que as características do sinal e as medidas da RMS foram extraídas e plotadas no diagramas de caixa (boxplot), para tanto utilizamos um operador de energia tipo Taeger-Kaiser condicionando os sinais no método *Onset*.

O teste de Wilcoxon Sun test, foi aplicado para confirmar a hipótese nula, de que as medianas da RMS do sinal têm o mesmo valor. O teste aplicado em comparação ao controle, considerado sem o exoesqueleto, para os dois grupos musculares, trapézio superior e deltóide médio, aplicado um nível de significância de 5%.

### 3.3 TESTE DINÂMICO NO AMBIENTE DA LINHA DE MONTAGEM

Previamente ao início dos testes práticos, os diversos setores da fábrica foram avaliados pela equipe de pesquisa, utilizando as informações cedidas pela equipe de ergonomia da fábrica e aplicação do método de avaliação RULA®. Desta forma, foi definido qual setor e posto de trabalho seria objeto do estudo.

O posto de trabalho, escolhido como objeto de estudo, apresenta a necessidade de movimentos predominantemente acima no nível da cabeça para se efetuar as tarefas exigidas. Previamente a qualquer teste físico, foi realizada uma adaptação do operador ao uso do equipamento e uma conscientização de sua importância. Foram, então, realizados os testes dinâmicos em ambiente real de trabalho.

Os testes foram realizados em quatro diferentes etapas, divididas em quatro diferentes dias de trabalho. No primeiro dia realizou-se uma etapa familiarização ao uso do equipamento, com duração de aproximadamente 40 minutos, assim o

usuário pode compreender o funcionamento do dispositivo durante a realização das suas tarefas rotineiras e iniciar a etapa de adaptação. No segundo dia o operador pode utilizar o equipamento por um rodízio de horário completo, correspondente à 2:30h de duração. No terceiro dia o operador utilizou o equipamento durante todo o seu turno de trabalho, o que corresponde a aproximadamente 5h de trabalho efetivo.

Todas as etapas do teste foram acompanhadas em tempo real pela equipe de especialistas, desta maneira os *feedbacks* do operador puderam ser coletados de acordo com cada situação específica. Também, todos os ajustes necessários ao conforto do operador e ao ótimo desempenho do equipamento foram realizados em tempo real considerando as opiniões e relatos do operador. Ainda, notas, fotos e vídeos foram adquiridos para possibilitar uma reanálise posterior.

Ao fim do cumprimento de suas tarefas no terceiro dia, os mesmos questionários aplicados aos sujeitos nos testes estáticos em laboratório também foram aplicados ao operador responsável pelos testes dinâmicos em fábrica, completando assim a etapa de avaliações qualitativas.

No quarto dia de testes, as atividades descritas anteriormente foram avaliadas com um Eletromiógrafo, com captura de superfície bipolar, EMG System®, modelo EMG 434C, com eletrodos posicionados nos músculos deltoide médio direito e esquerdo, e no trapézio superior direito e esquerdo. Tais eletrodos foram posicionados com os centros de captação no sentido longitudinal às fibras musculares analisadas e separados, aproximadamente, por dois centímetros de distância, conforme preconizado por Hakonen (2015).

Nos testes de fábrica o procedimento teve de ser adaptado à rotina do posto de trabalho, tomando-se o cuidado para posicionar os eletrodos nos mesmos músculos e posições conforme foram descritos nos testes estáticos. Além disso, alguns outros cuidados foram tomados, como a ancoragem dos cabos dos eletrodos junto ao corpo, para que estes não interferissem nos procedimentos de rotina do trabalho. Os dados foram coletados durante a execução das tarefas em cinco automóveis do mesmo modelo, com e sem o uso do exoesqueleto. Toda a rotina de montagem foi coletada de forma contínua, sendo que uma amostra de dados corresponde a um ciclo completo de operações em um único automóvel. Tal método de coleta é consideravelmente importante, pois fracionar os movimentos do processo de montagem poderiam mascarar os resultados, uma vez que a dinâmica da montagem é fundamental para diferenciar a coleta de testes de laboratórios.

### 3.3.1 Etapas dos testes dinâmicos

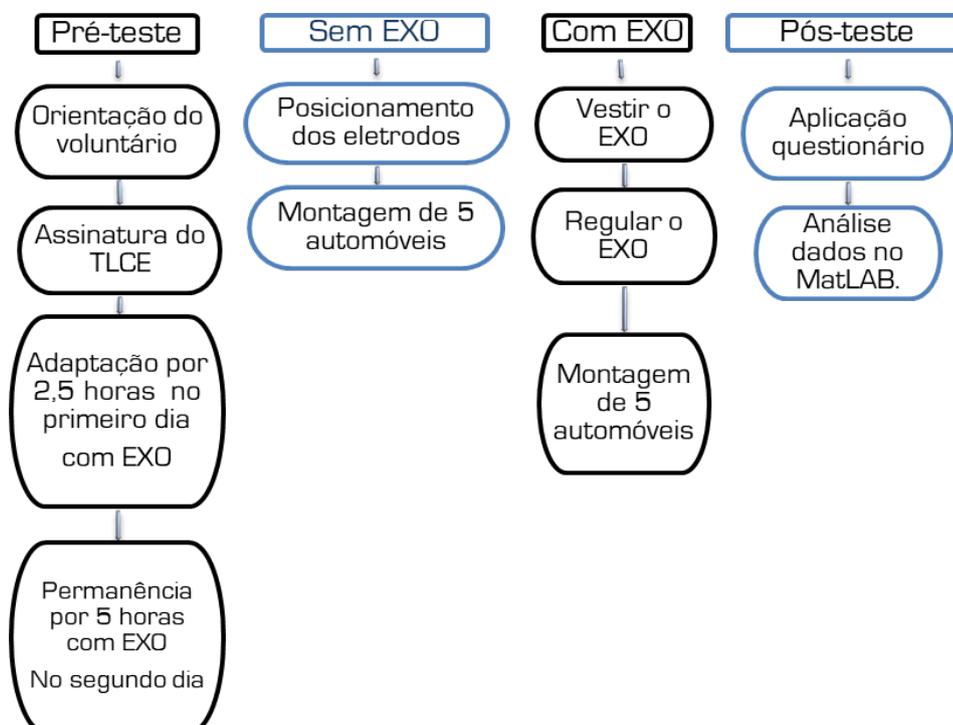
Foi selecionado 1 voluntário. Realizou-se um total de 10 coletas. Sendo 5 delas com o voluntário sem vestir o exoesqueleto (EXO) e 5 vestido com o equipamento. O exoesqueleto é do tipo passivo para ombros com mola no ajuste médio. Para coleta dos sinais eletromiográficos utilizou-se o eletromiógrafo bipolar da marca EMG System<sup>®</sup>, modelo 434C. Os eletrodos utilizados são da 3M<sup>®</sup> de tamanho 3x3cm. E para análise dos dados empregou-se o programa MATLAB<sup>®</sup> na versão 2018.

Os procedimentos foram divididos em 4 etapas sendo elas:

- a. Pré-teste;
- b. Sem o EXOESQUELETO;
- c. Com o EXOESQUELETO;
- d. Pós-teste.

A seguir a figura 17 ilustra os procedimentos de cada etapa.

**Figura 18 - Fluxograma das etapas dos testes dinâmicos**



Fonte: Autoria própria, (2019).

Na etapa pré-teste, foi feita a orientação do indivíduo selecionado e assinatura do TCLE. No primeiro dia, para adaptar-se, o operador permaneceu vestido 2,5 horas com o equipamento. No segundo dia, permaneceu por mais 5 horas, o que é considerado como um ciclo inteiro de trabalho. Somente no terceiro dia foram feitas a coletas de dados.

A colocação e posicionamento dos eletrodos nos músculos trapézio superior direito e esquerdo e nos músculos deltoide médio direito e esquerdo, foi na direção longitudinal às fibras musculares, com a distância de 2 cm entre eles (HAKONEN, 2015). Um eletrodo de referência foi colado no processo estilóide da ulna esquerda. O operador teve seus sinais captados durante a montagem de 5 automóveis sem estar vestido com o exoesqueleto. Na sequência os sinais foram coletados, com o operador vestindo o exoesqueleto, durante o ciclo de montagem de 5 automóveis

Tomou-se o cuidado dos carros montados serem do mesmo modelo que os coletados sem o uso do exoesqueleto, para não haver diferença no padrão de movimento realizado pelo operador.

Na etapa pós-teste houve aplicação de questionário sobre o parecer da experiência de vestir o exoesqueleto durante a execução das tarefas.

A análise dos dados adquiridos foi implementada com o programa MATLAB® 2018. Foi feita a extração da RMS do sinal e o tratamento estatístico dos dados, utilizando *Wilcoxon rank sum test*.

Para que os dados pudessem ser considerados expressivos, adotou-se o método de segmentação do sinal obtido em pequenas partes amostrais (*onset* e *cego*), os quais após o encadeamento das repetições dos ensaios foram normalizados a partir dos valores da amostra de controle (sem exoesqueleto), e então filtradas através de um filtro de *Butterworth* do tipo passa faixa (5Hz a 500Hz), bem como um filtro do tipo *Notch* para remodelação de ruído decorrente da rede elétrica (58Hz a 61Hz). Por fim, foram retirados os valores RMS de cada um dos seguimentos e agrupados em um diagrama de caixa, para melhor efeito de comparação entre as amostras.

## 4 RESULTADOS

### 4.1 ANÁLISES QUALITATIVAS.

As perguntas foram apresentadas em formato de escala numérica, sendo as respostas dadas pelo usuário em formato de notas (1 a 10) de acordo com a proximidade da situação indicada nas suas extremidades, sendo 1 a pior impressão e 10 a melhor impressão.

Tais questionários, em formato de escala de impressão, visaram obter informações relativas à realização da tarefa com o uso equipamento (escala baseada em Borg (1998)) representada na figura 18 e quanto ao desempenho do produto em relação às atividades realizadas (escala baseada em Jordan (1998)), ilustrada na figura 19.

#### 4.1.1 Análises Qualitativas dos testes estáticos em abdução de 90°

O questionário continha uma escala numérica e uma escala analógica visual conforme o exemplo abaixo, foi preenchida por 100% dos participantes.

Figura 19 - Resultado da impressão dos voluntários em relação ao uso do exoesqueleto no teste estático



Fonte: Autoria própria, (2019).

**Figura 20 - Resultado Impressão do Usuário em relação à usabilidade do exoesqueleto segundo os critérios de Jordan (1998) .**

JORDAN	ESCALA DE IMPRESSÃO										
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Coerência										X	10
Compatibilidade									X		9
Consideração das Habilidades do Usuário									X		10
Reação/Resposta									X		10
Prevenção de Erros e Recuperação									X		10
Controle do Usuário									X		10
Clareza Visual									X		10
Priorização da Funcionalidade e da Informação									X		10
Transferência Adequada de Tecnologia									X		9
Explicitação									X		9
<b>Média 9,7</b>											

Fonte: Autoria própria,(2019).

Ambos os resultados apresentaram médias elevadas (9,6 e 9,7 respectivamente) em todos os quesitos. Pode-se dizer que tais resultados são compatíveis de acordo com a situação de teste realizada, mostrando, qualitativamente, que para este caso o equipamento auxilia na tarefa realizada e apresenta comportamento adequado conforme a sua função proposta.

#### 4.1.2 Análises Qualitativas dos testes dinâmicos em ambiente da linha de montagem

Os questionários foram apresentados em formato de escala numérica, sendo as respostas dadas pelo usuário em formato de notas (1 a 10) de acordo com a proximidade da situação indicada nas suas extremidades, sendo 1 a pior impressão e 10 a melhor impressão. Apresentam-se abaixo nas figuras 20 e 21 dos questionários utilizadas para os testes dinâmicos em ambiente da linha de montagem de automóveis.

**Figura 21 - Resultado da impressão do usuário em relação ao uso do exoesqueleto no teste dinâmico**



Fonte: Autoria própria.

A nota referida pelo operador após o uso do exoesqueleto por todo o ciclo de trabalho foi de 7,2, demonstrando uma boa impressão do usuário ao uso do aparelho. O item conforto foi o único que obteve um *score* mais baixo obtendo pontuação 5.

Para a escala de usabilidade, os questionamentos foram feitos em duas etapas, para serem comparadas as opiniões do usuário e confrontadas com a visão dos pesquisadores (figura 21 e 22).

**Figura 172 - Impressão da usabilidade do exoesqueleto na visão dos pesquisadores, segundo os critérios de Jordan (1998)**



Fonte: Autoria própria, (2019).

**Figura 183 - Impressão da usabilidade do exoesqueleto na visão do usuário, segundo os critérios de Jordan (1998)**

JORDAN	ESCALA DE IMPRESSÃO											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
Coerência											X	10
Compatibilidade							X					7
Consideração das Habilidades do Usuário										X		9
Reação/Resposta								X				8
Prevenção de Erros e Recuperação									X			9
Controle do Usuário											X	10
Clareza Visual											X	10
Priorização da Funcionalidade e da Informação											X	10
Transferência Adequada de Tecnologia								X				8
Explicitação									X			9
												Média 9,0

Fonte: Autoria própria,(2019).

Os resultados observados pelos pesquisadores e relatado pelo usuário obtiveram valores semelhantes, ficando em 9,2 e 9 respectivamente.

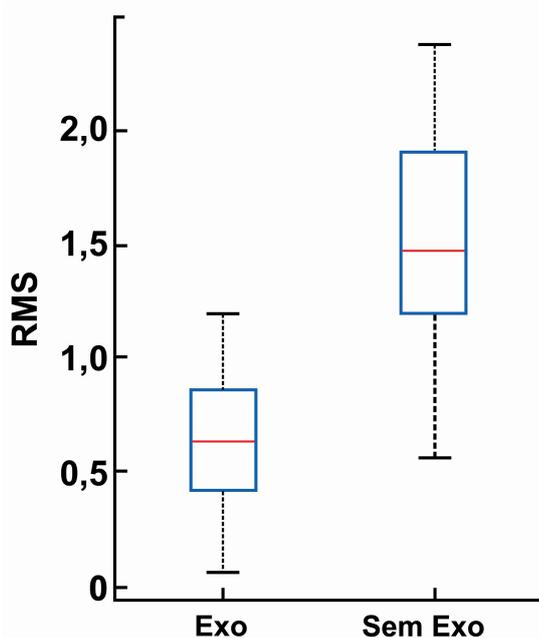
## 4.2 ANÁLISES QUANTITATIVAS

### 4.2.1 Análises quantitativas dos testes de abdução em laboratório

Os resultados da avaliação eletromiográfica da musculatura envolvida no trabalho, será apresentada de acordo com a metodologia aplicada, os primeiros testes foram realizados em laboratório com a abdução isométrica do ombro na posição de 90° sustentada por 30 segundos com a fixação de uma caneleira de 1kg nos punhos.

As análises quantitativas dos testes de abdução em laboratório, para o músculo Deltóide direito, apresentaram um valor de RMS com mediana de 0,6287 para os testes realizados com o uso do exoesqueleto, contra uma mediana de RMS 1,4529 sem o uso deste dispositivo. Isto representa uma redução significativa correspondente a 56,73%, com P. Valor de  $1,4^{-09}$  ( $P < 0,001$ ). Para o trapézio direito os valores de RMS com o uso do exoesqueleto apresentaram mediana de 0,7526, contra 1,3049 sem o uso do equipamento, representando uma redução de 52,49%, com P. Valor de  $1,3^{-04}$  ( $P < 0,001$ ). Tais resultados indicam redução do esforço muscular e uma possível redução da fadiga.

**Boxplot 1 - Medidas da RMS da eletrobiografia do deltóide direito no teste de abdução isométrica do ombro a 90°**



Fonte: Autoria própria, (2019)

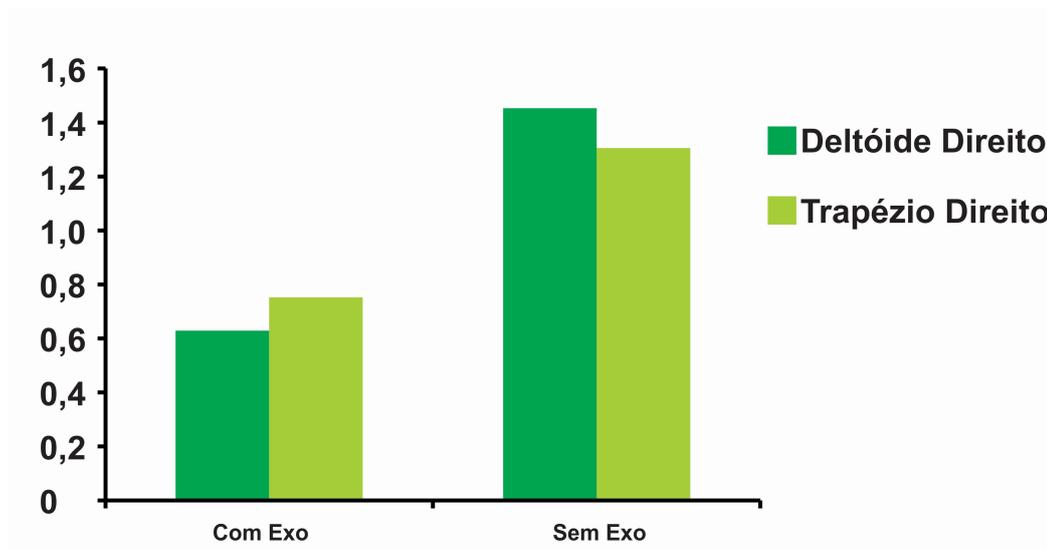
O boxplot 1 demonstra visualmente que a mediana da RMS dos sinais eletromiográficos coletados no teste de abdução foi superior sem o uso do exoesqueleto em comparação com a mesma situação sem o uso do mesmo, isso demonstra que o esforço das fibras médias do deltóide foi superior, e nesse caso a diferença foi significativa.

**Figura 24 - Resultados das medianas da RMS do deltóide direito e trapézio superior direito no teste de abdução isométrica do ombro a 90°**

ABD (RMS)	Com	Sem	Diferença	Percentual	P. Valor
Deltoide Direito	0,6287	1,4529	0,8242	56,73%	1.4 <sup>-09</sup>
Trapézio Direito	0,7526	1,3049	0,5523	42,33%	1.3 <sup>-04</sup>

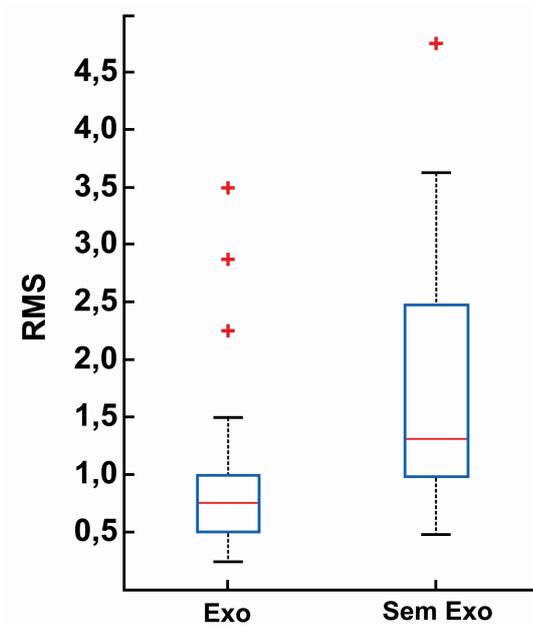
Fonte: Autoria própria, (2019)

**Figura 2519 - Gráfico de comparação entre os valores do RMS no teste de abdução isométrica de ombro a 90°**



Fonte: Autria própria, (2019).

**Boxplot 2 - Medidas da RMS da eletromiografia do trapézio superior direito no Teste de abdução isométrica do ombro a 90°**



Fonte: Autria própria, (2019).

Podemos ver esse mesmo padrão no boxplot 2, referente ao músculo trapézio fibras médias, avaliado no mesmo teste. A ativação do músculo é maior sem o uso do exoesqueleto se comparado a mesma situação com o uso do equipamento.

## 4.2.2 Análise quantitativa do teste dinâmico em ambiente de linha de montagem

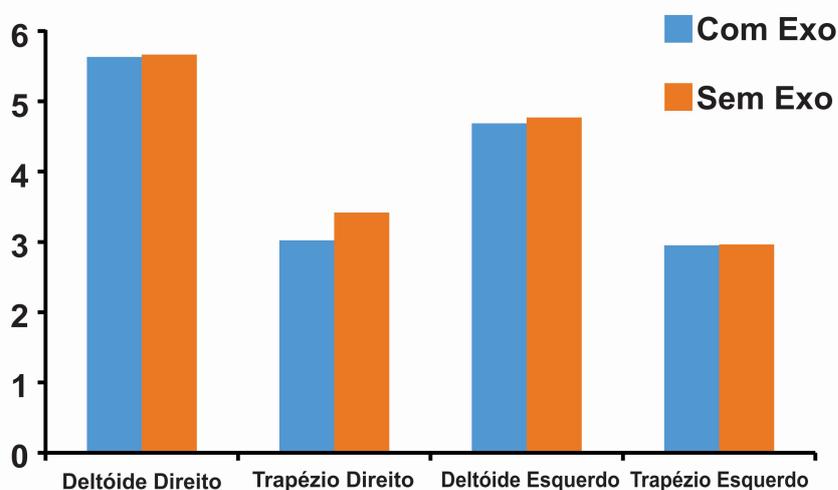
**Figura 26 - Mediana das RMS para cada músculo .  
no sombreado está a amostra com diferença significativa**

Posto ME3	Com	Sem	Diferença	Percentual	P. Valor
Deltóide Direito	5,632	5,6632	0,0312	0,5509%	0,669
Trapézio Direito	3,024	3,4176	0,3936	11,5169%	6,2 <sup>-04</sup>
Deltóide Esquerdo	4,6852	4,7686	0,0834	1,7489%	0,79
Trapézio Esquerdo	2,952	2,9652	0,0132	0,4452%	0,51

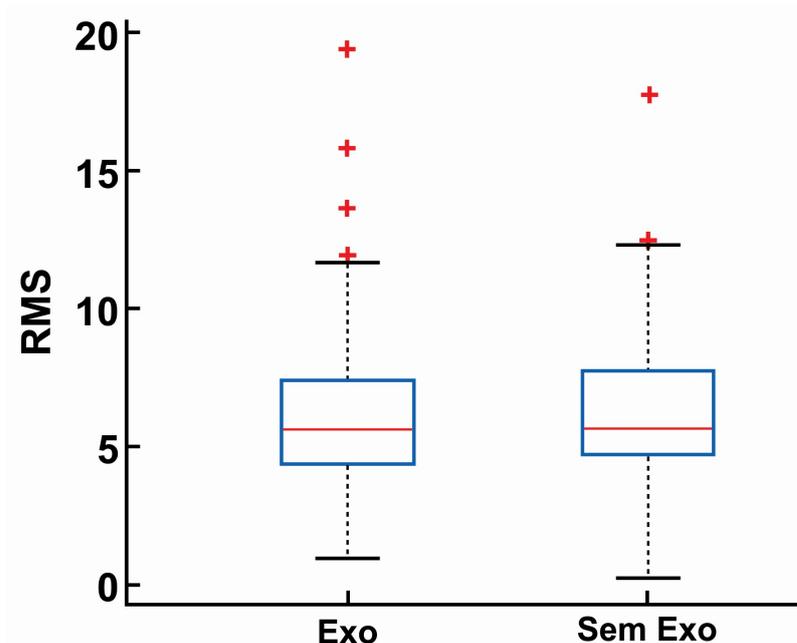
Fonte: Autoria própria, (2019).

Para a análise da situação real em um posto de trabalho na linha de produção, denominado ME3, no músculo deltoide direito foram obtidos valores RMS com mediana equivalente a 5,632 com o exoesqueleto. Já para a mesma tarefa realizada sem o exoesqueleto a mediana dos valores RMS foi de 5,663, obtendo-se uma redução de apenas 0,55%, com P. Valor igual a 0,669 ( $P > 0,001$ ). Para o trapézio direito a mediana dos valores RMS foi de 3,024 com o uso do exoesqueleto e 3,417 sem o uso do equipamento, representando uma redução significativa de 11,52%, com P. Valor equivalente a 6,2<sup>-04</sup> ( $P < 0,001$ ). Esses dados estão resumidos nas figuras 24 e 25 aonde podemos visualizar de forma gráfica os resultados dessa análise.

**Figura 27 - Gráfico de comparação entre os valores de RMS coletados no ambiente de linha de montagem**

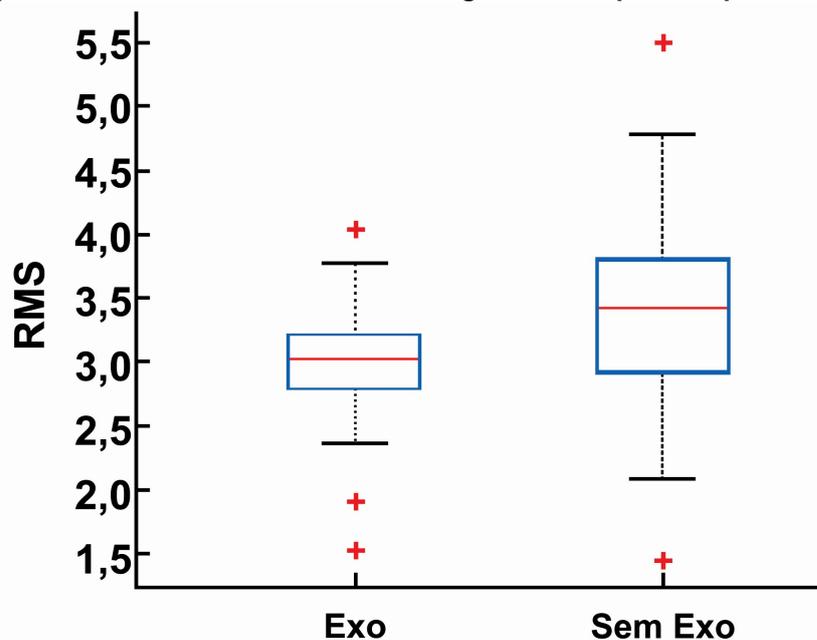


Fonte: Autoria própria (2019).

**Boxplot 3 - Valores da RMS da eletromiografia do deltóide direito em estação de trabalho**

Fonte: Autoria própria, (2019).

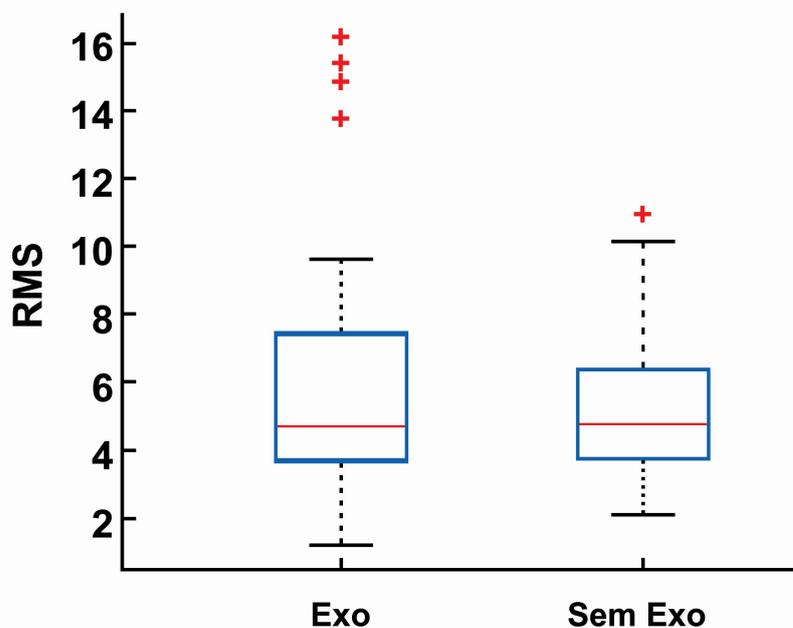
Percebemos nos boxplot 3, boxplot 5 e boxplot 6 a mediana da RMS do deltóide direito, do trapézio direito e deltóide esquerdo respectivamente as medianas muito equivalentes nas análise comparativas da situação com e sem o uso do exoesqueleto. Demonstrando que as diferenças no esforço muscular não foram significativas. Já o boxplot 4 demonstra que a diferença foi significativa.

**Boxplot 4 - Valores da RMS da eletromiografia do trapézio superior direito**

Fonte: Autoria própria (2019).

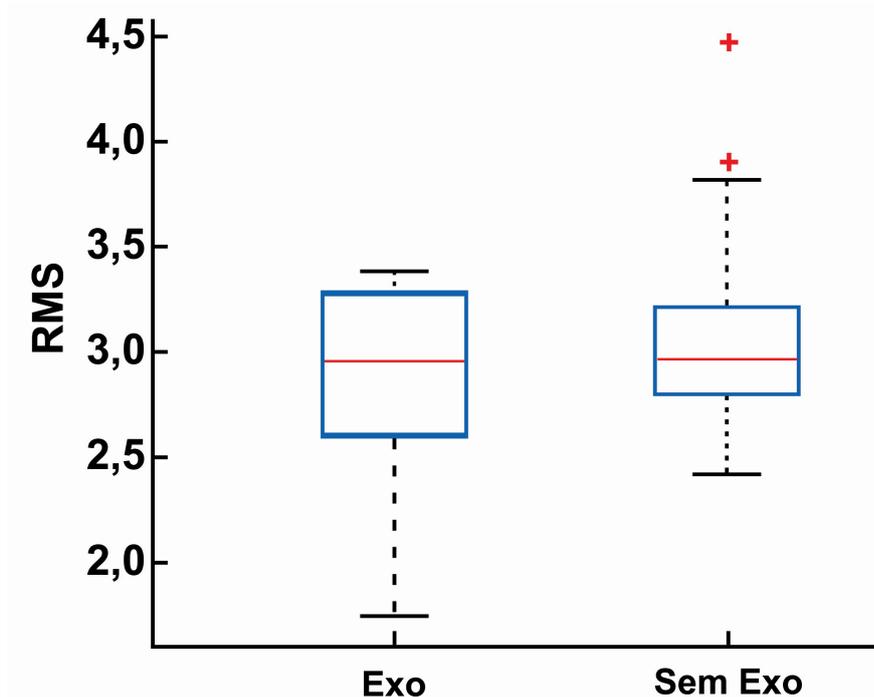
Para o Deltóide esquerdo a mediana dos valores RMS foi de 4,685 com o uso do exoesqueleto, contra 4,768 sem o dispositivo, representando uma redução de apenas 1,75%, com P. Valor equivalente a 0,79 ( $P > 0,001$ ). Para o trapézio esquerdo, com o uso do exoesqueleto, a mediana dos valores RMS foi de 2,952, contra 2,965 sem o aparelho, representando uma redução de apenas 0,45%, com P. Valor equivalente a 0,51 ( $P > 0,001$ ).

Boxplot 5 - Valores da RMS da eletromiografia do deltóide esquerdo



Fonte: Autoria própria (2019).

Boxplot 6 - Valores da RMS da eletromiografia do trapézio superior esquerdo



Fonte: Autoria própria (2019).

## 5 DISCUSSÃO

### 5.1 TESTES QUALITATIVOS

Os resultados dos testes qualitativos da avaliação estática representam a média das respostas obtidas pela amostra total de 30 sujeitos. Observa-se que ambos os resultados apresentaram médias elevadas em todos os quesitos. Pode-se dizer que tais resultados são compatíveis de acordo com a situação de teste realizada, mostrando, qualitativamente, que para este caso o equipamento auxilia na tarefa realizada e também apresenta comportamento adequado conforme a sua função proposta.

Por não envolver mudanças bruscas de posição e o tempo de uso do equipamento ser relativamente pequeno, cerca de três minutos no total, os participantes não puderam perceber os mesmos incômodos relatados pelo usuário do teste dinâmico, em linha de montagem. Todavia a média obtida foi de 7,2 pontos, o que pode ser considerado uma avaliação positiva da tarefa realizada com o uso do exoesqueleto, o fator conforto chamou a atenção quanto à pontuação atribuída pelo operador, a qual foi de apenas 5 pontos. Tal resultado demonstra que o trabalhador não se sente bem adaptado e em pleno conforto quanto ao uso do dispositivo, o que pode ser um impeditivo quanto ao seu uso voluntário e cotidiano. No dia seguinte a realização dos testes, o operador relatou, ainda, dor na região do trapézio.

Esta situação é corroborada por De Looze et al. (2015) em uma extensa revisão de exoesqueletos para uso industrial, a qual aponta o desconforto como uma barreira a ser quebrada, pois o aparelho precisa exercer pressão sobre regiões do corpo para poder gerar as alavancas mecânicas necessárias ao movimento. Ainda, deve-se levar em consideração que o equipamento testado possui massa total de 5,9kg, que foi considerado além do limite confortável para um dispositivo ergonômico, a mesma observação foi feita por Näf (2018) colocando o desconforto como um ponto a ser discutido nos projetos de novos exoesqueletos.

A questão referente à restrição ao movimento obteve uma nota de 7 pontos, que condiz com a realidade, pois o aparelho realmente limita alguns movimentos chegando até mesmo a bloquear outros. O equipamento utilizado nesta pesquisa tem como atuador um sistema de molas as quais dão sustentação ao movimento em

um arco compreendido entre 58° e 122° de abdução ou flexão do ombro, os movimentos acima desse ângulo não possuem auxílio por parte do equipamento, e podemos observar inclusive, que este dificulta sua execução. Outro ponto de atenção são os movimentos de retorno do braço a posição paralela ao corpo (abaixo de 58°), nos quais é preciso fazer força contra os atuadores mecânicos do equipamento. Ainda, na estação de trabalho avaliada, alguns componentes precisam ser manuseados a uma altura aproximada da linha da cintura do operador, o que torna esse movimento difícil de ser realizado devido ao uso do exoesqueleto.

Quanto à carga de trabalho suportada a nota obtida foi de 8 pontos, indicando que o aparelho cumpre a função proposta. Devido às condições do posto de trabalho em questão. Como já comentado, movimentos acima da cabeça são constantes, mantendo os ombros em flexão por grande parte da jornada, sendo necessário ainda, o uso de algumas ferramentas como rebidadeiras e parafusadeiras durante o processo. A pontuação dada para este quesito nos permite dizer que o equipamento fornece apoio real aos movimentos realizados e suportados pelo complexo do ombro, e que cumpre com a sua função proposta.

Os quesitos “interfere na atividade” e “quão fácil foi realizar a tarefa” foram pontuados com nota 8, demonstrando pontos positivos em relação à realização da tarefa com o uso do exoesqueleto.

Para efeitos de comparação entre as intenções de aplicação deste modelo, definidas em projeto, e seu uso real no dia a dia em um ambiente fabril, a escala de impressão do usuário baseada nos critérios de usabilidade de Jordan foi respondida em duas etapas: primeiro de acordo com a visão dos especialistas, somente analisando as características apresentadas pelo equipamento e as condições da estação de trabalho, como uma forma de previsão de como seria a aplicação deste dispositivo para aquela determinada situação, antes do teste real com o usuário.

Após a conclusão da sequência de testes apresentada pela metodologia, o questionário foi então respondido pelo usuário, de acordo com a sua própria visão em relação ao comportamento do produto durante a realização das suas atividades, com o objetivo de confrontar tais critérios em relação à visão de projeto de produto e a visão do usuário final.

Os critérios de usabilidade de Jordan avaliam os seguintes quesitos: coerência, compatibilidade, consideração das habilidades do usuário, reação/resposta, prevenção de erros e recuperação, controle do usuário, clareza

visual, priorização da funcionalidade e da informação, transferência adequada de tecnologia e explicitação.

A avaliação de pontuação foi muito boa tanto na visão dos avaliadores, média final 9,2 pontos, quanto na opinião do operador, média final de 9 pontos. Demonstrando que o exoesqueleto estudado, para este caso específico possui elevada usabilidade. Os comandos são intuitivos e possíveis falhas são corretamente corrigidas em tempo hábil para não causarem prejuízos aos trabalhos.

Porém, os itens compatibilidade e reação/resposta, que apesar de terem recebido pontuações elevadas, se diferem dos demais quesitos, indicando que fatores como conforto e limitação de movimentos continuam sendo decisivos na avaliação geral do equipamento. Ainda, o item transferência de tecnologia, indica que talvez o uso de molas comprimidas não seja a melhor solução para este dispositivo. Tal observação se deve a dificuldade de realizar a adução do ombro quando este está elevado, obrigando o usuário a aplicar uma força desnecessária para cumprir a tarefa.

## 5.2 TESTES QUANTITATIVOS

Embora os valores percentuais tenham apresentado redução para todos os músculos testados, com redução significativa durante os testes estáticos, na situação real de trabalho somente foram obtidos valores com redução significativa para o trapézio direito. Tal informação pode ser justificada pelo fato de o usuário ser destro e, portanto, as funções em maior ângulo de abdução do ombro acontecem nesse membro. O trapézio é um músculo estabilizador da escápula na posição de abdução do ombro, sendo este grupo muscular o mais exigido durante o teste realizado.

O estudo do esforço da musculatura tem sido proposto pela análise da RMS do sinal eletromiográfico, indiretamente podemos inferir a fadiga muscular causada por esse maior esforço (MORITANI, 1986). Os resultados aqui obtidos estão de acordo com a literatura previamente consultada, a qual também apresenta resultados de redução da variação RMS com o uso do exoesqueleto.

Huysamen et al. (2008), em um ensaio com 12 indivíduos saudáveis, e testes para locomoção e deslocamento de carga, demonstrou redução de até 15% na ativação da musculatura lombar com o uso do exoesqueleto. Bosch et al. (2017),

percebeu uma redução de 38% na atividade muscular, demonstrando assim ser possível à redução da fadiga muscular durante o trabalho. Kim et al.(2018a), avaliou como positivo o uso do exoesqueleto para trabalhos manuais aéreos, reduzindo em até 30% a carga lombar. Os mesmos autores, em um segundo trabalho (KIM et al., 2018b), avaliaram redução do esforço no trabalho de perfuração suspensa, em até 45% porém, as falhas na execução da tarefa foram maiores usando o exoesqueleto. Alabdulkarin e Nussbaum (2019) estudaram em laboratório, em uma simulação de estação de trabalho, quatro tipos diferentes de exoesqueletos e perceberam que existe redução de esforço nas atividades propostas pelo aparelho, neste caso suporte de ombros para atividades acima da cabeça, porém seus achados demonstraram que existe uma sobrecarga da musculatura lombar.

Percebemos uma diferença entre os resultados do testes de laboratório com os realizados em situações reais de trabalho, embora não seja um dos objetos desse estudo. Talvez esse fato ocorra por fatores externos como tempo restrito para a produção e pressão psicológica do trabalhador em relação a qualidade do serviço serem eliminados e dificilmente reproduzidos com fidelidade em um laboratório. Infelizmente, as publicações referentes à pesquisa tanto qualitativa quanto quantitativa em linhas de produção fabril ainda são escassas, assim como demonstrou de Looze (2016), em uma grande revisão a respeito do assunto. Tais fatos contribuem para alguns questionamentos referentes ao quão eficaz pode ser o uso de exoesqueletos em situações não controladas fora de laboratórios.

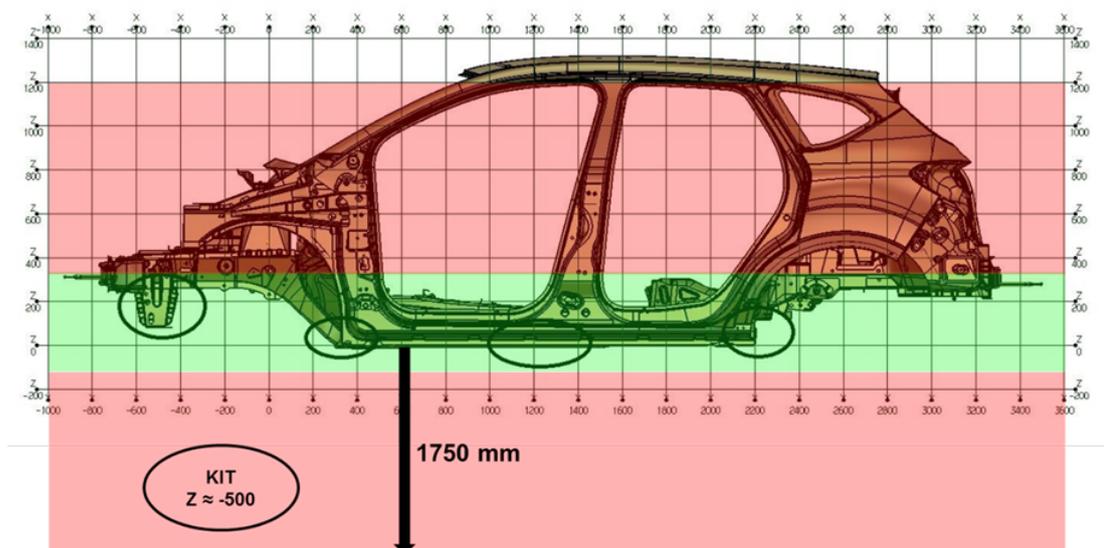
Ao compararmos os resultados obtidos em laboratório com os resultados obtidos em situação real de trabalho, pode-se observar que para a segunda situação não há uma redução significativa de esforço muscular. Tal fato pode ser explicado ao analisarmos a chamada amplitude angular de trabalho do exoesqueleto, ou seja, a faixa de altura dos braços na qual o equipamento proporciona real suporte para as atividades desenvolvidas.

Para o modelo testado, tal amplitude varia entre 55° e 122° de liberdade, ou seja, abaixo de 55° (entre o braço e o tronco do usuário) o equipamento realiza uma força contrária ao estado natural de relaxamento (braços paralelos ao tronco), tendo o usuário que realizar um esforço desnecessário para mover os braços para abaixo deste ponto. Acima de 122° o dispositivo simplesmente perde a funcionalidade e não proporciona suporte algum para os braços, tendo o usuário que realizar a tarefa e carregar o peso do exoesqueleto.

Conforme alertado pelos quesitos referentes ao conforto e usabilidade, em alguns momentos o trabalhador entra em conflito com o aparelho para poder executar determinadas tarefas, sendo esse esforço extra captado pelo eletromiógrafo e conseqüentemente traduzido em uma maior RMS do sinal. Foi constatado então que um dos movimentos necessários para o cumprimento total da tarefa se encontrava fora da faixa angular de trabalho do exoesqueleto, sendo necessário que, no mínimo uma vez por ciclo de trabalho, o usuário realizasse maior esforço com o exoesqueleto do que faria sem o uso deste, em conflito com o equipamento para realizar tal movimento.

As zonas de atuação para a atividade laboral analisada estão demonstradas na figura 27.

**Figura 28 - Faixa de atuação do exoesqueleto frente às tarefas realizadas**

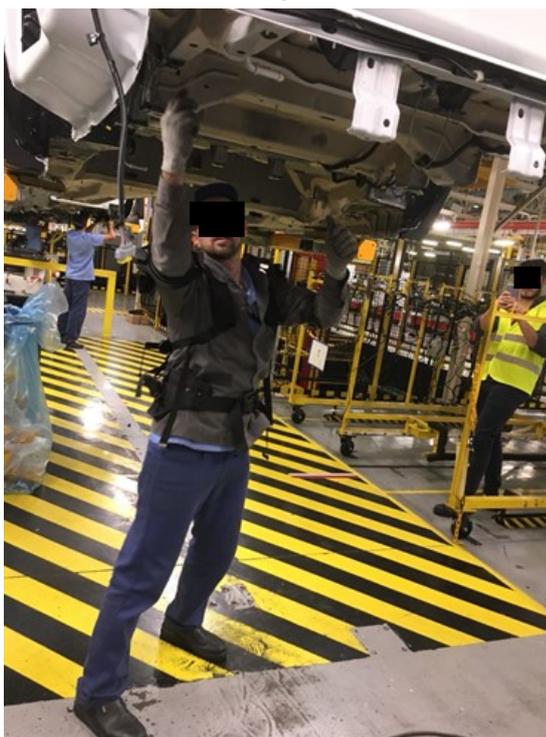


Fonte: Autoria própria (2019).

A faixa verde representa a faixa ótima de atuação do exoesqueleto, a qual está compreendida entre os 55° e 122°. Tal amplitude angular corresponde a aproximadamente 450 mm de altura útil onde o dispositivo proporciona suporte real para o trabalho realizado. As faixas vermelhas representam as regiões onde o exoesqueleto não atua e, portanto, torna-se incômodo, ineficaz e ineficiente. Os círculos pretos representam as regiões onde o usuário deve realizar as atividades para cumprir a tarefa global correspondente a um ciclo de trabalho, ou seja, a montagem de um veículo. Como se pode observar a maioria das regiões está compreendida na faixa de atuação ótima do exoesqueleto, no entanto, como já comentado, uma das regiões encontra-se fora desta região, gerando maior esforço e desconforto ao usuário.

Na figura 28, a faixa verde representa a faixa ótima de atuação do exoesqueleto, a qual está compreendida entre os 55° e 122° anteriormente comentados. Tal amplitude angular corresponde a aproximadamente 450mm de altura útil onde o dispositivo proporciona suporte real para o trabalho realizado. As faixas vermelhas representam as regiões onde o exoesqueleto não atua e, portanto, torna-se incômodo, ineficaz e ineficiente. Os círculos pretos representam as regiões onde o usuário deve realizar as atividades para cumprir a tarefa global correspondente a um ciclo de trabalho, ou seja, a montagem de um veículo. Como se pode observar a maioria das regiões está compreendida na faixa de atuação ótima do exoesqueleto, no entanto, como já comentado, uma das regiões encontra-se fora, gerando maior esforço e desconforto ao usuário.

**Figura 29 - Fotografia do teste dinâmico operador realizando tarefas vestido com o exoesqueleto**



**Fonte: Autoria própria (2019).**

## 6 CONCLUSÃO

Quanto a usabilidade do exoesqueleto, demonstrou-se relativo conforto durante as atividades propostas no laboratório. No entanto, no trabalho na linha de montagem de veículos, apresentou desconforto após o uso prolongado.

O uso do exoesqueleto para membros superiores reduziu de forma significativa o valor da RMS da eletromiografia dos músculos deltoide Médio e Trapézio Superior no teste de abdução sustentada do ombro em 90°, conferindo, assim, a redução do esforço muscular na posição e atividade.

Nos testes em linha de montagem o uso do exoesqueleto de membro superior não foi capaz de reduzir significativamente o valor da RMS da eletromiografia de todos os músculos estudados. Apenas o músculo trapézio superior direito demonstrou diferença significativa dos valores coletados.

Novos estudos precisam ser realizados para a melhor compreensão do uso de exoesqueletos, tais como, a influência nos músculos antagonistas, mudanças na morfologia muscular durante o uso prolongado, redução do absenteísmo ou afastamentos de trabalhadores.

## REFERÊNCIAS

- 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**, v. 74, p. 55-66, 2019.
- BALBINOTTI, G. C. **The management of human aspects in projects of productive process in the automotive industry**: Principles with an ergonomics and sociotechnical approach. Florianópolis: UFSC, 2013.
- BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. **Muscle Alive**: Their Functions Revealed by Electromyography. 5. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.
- BIGLIANI, L. U. et al. The relationship of acromial architecture to rotator cuff disease. **Clinics in sports medicine**, v. 10, n. 4, p. 823-838, 1991.
- BORG, G. **Perceived Exertion and Pain Scales**. Reino Unido: Human Kinetics, 1998.
- BOSCH, T. et al. The effects of a passive exoskeleton on muscle activity, discomfort and endurance time in forward bending work. **Applied Ergonomics**, v. 54, p. 212-217, maio 2017.
- CARR, J. J.; BROWN, J. M. **Introduction to Biomedical Equipment Technology**. 4. ed. Upper Saddle River, New Jersey: Prentice Hall, 2001.
- CARVALHO, L. C. **Instrumentação médico-hospitalar**. São Paulo: Manole, 2008.
- COHEN, A. Biomedical Signals: Origin and Dynamic Characteristics; Frequency-Domain Analysis. In: BRONZINO, J. D. (Ed.). **Biomedical Engineering Handbook**. Vol. 1. Boca Raton: CRC Press, 2000.
- CRISWELL, E. **Cram's Introduction to Surface Electromyography**. Sudbury: Jones and Bartlett Publishers, 2011.
- DE LUCA, C. J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, p. 135–163, 1997.
- DE LUCA, C. Electromyography. In: WEBSTER, J. G. (Ed.) **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation**. Vol 2. 2. ed. New York City: John Wiley Publisher, 2006.
- DE LUCA, C. J. et al. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. **Journal of Biomechanics**, v. 43, p. 1573–1579, 2010.
- DE LOOZE, M. P. *et al.* Exoskeletons for Industrial Application and Their Potential Effects on Physical Workload. **Ergonomics**, Londres, v. 59, n. 5, p. 671–681, maio 2016.
- DOLLAR, A.M.; HERR, H. Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art. **IEEE Transactions on Robotics**, v. 24, n. 1, fev.

2008.

DIEFENTHAELER, F. **Atividade eletromiográfica e força muscular de membros inferiores durante o ciclismo até a exaustão em atletas competitivos**. 92 f. Tese (Doutorado em Ciências do Movimento Humano) – Escola de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2009.

EISINGER, D. B.; KUMAR, R; WOODROW, R. Effect of Lumbar Orthotics on Trunk Muscle Strength. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 75, n. 3, p. 194–97, maio 1996.

FARRELL, T. R.; WEIR, R. F. A Comparison of the Effects of Electrode Implantation and Targeting on Pattern Classification Accuracy for Prosthesis Control. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 55, n. 9, p. 2198–2211, 2008.

FRIDLUND, A. J.; CACIOPPO, J. T. Guidelines for Human Electromyographic Research. **Psychophysiology**, v. 23, n. 5, p. 567–589, 1986.

GOPURA, R. A. R. C.; KIGUCHI. K. Mechanical Designs of Active Upper-Limb Exoskeleton Robots: state-of-the-art and design difficulties. In **IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics**. IEEE 2009.p. 178-187. 2009.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

HAKONEN, M.; PIITULAINEN, H.; VISALA, A. Current state of digital signal processing in myoelectric interfaces and related applications. **Biomedical Signal Processing and Control**, v. 18, p. 334–359, abr. 2015.

HARCOMBE, H. et al. Musculoskeletal Disorders among Nurses Compared with Two Other Occupational Groups. **Occupational Medicine**, Oxford, v. 64, n. 8, p. 601–607, dez. 2014.

HARGROVE, L. J.; ENGLEHART, K.; HUDGINS, B. A Comparison of Surface and Intramuscular Myoelectric Signal Classification. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 54, n. 5, p. 847–853, 2007.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 361–374, out. 2000.

HUYSAMEN, K. *et al.* Assessment of an active industrial exoskeleton to aid dynamic lifting and lowering manual handling tasks. **Applied Ergonomics**, v. 68, p. 125-131, abr. 2018.

ISHIDA, T. et al. Movement analysis of power-assistive machinery with high strength-amplification. In: PROCEEDINGS OF SICE ANNUAL CONFERENCE, 2010, (LOCAL). **Anais...** (Local de Publicação, Editora), 2010. p. 2022-2025.

JAMAL, M. Z. Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design

Considerations for Robotic Prosthesis. In: NAIK, G. R. (Ed.). **Computational Intelligence in Electromyography Analysis: A Perspective on Current Applications and Future Challenges**. [s.l.] Londres: IntechOpen, 2012.

JORDAN, P. W. **An Introduction to Usability**. Londres: Taylor Andamp; Francis Ltda., 1998.

KAPANDJI, A. I. **The Physiology of the Joints**: Vol. 1: The Upper Limb. Londres: Churchill Livingstone Elsevier, 2007.

KAMEN, G.; GABRIEL, D. **Fundamentos da Eletromiografia**. São Paulo: Phorte Editora, 2015.

KANDEL, E. R.; BARRES, B. A.; HUDSPETH, A. J. Nerve Cells, Neural Circuitry, and Behavior. In: KANDEL, E. R. et al. (Eds.). **Principles of Neural Science**. 5. ed. [s.l.] New York City: McGraw-Hill, 2013.

KIM, S. et al. Assessing the influence of a passive, upper extremity exoskeletal vest for task requiring arm elevation: Part I – “Expected” effects and discomfort, shoulder muscle activity, and work task performance. **Applied Ergonomics**, v. 70, p. 315-322, jul. 2018a.

KIM, S. et al. Assessing the influence of a passive, upper extremity exoskeletal vest for task requiring arm elevation: Part II – “Unexpected” effects on shoulder motion, balance, and spine loading. **Applied Ergonomics**, v. 70, p. 323-330, jul. 2018b.

KITCHIN, C.; COUNTS, L. **A Designer’s Guide to Instrumentation Amplifiers**. 3 ed ed. Noorwood: Analog Devices, 2006.

LAFERRIERE, P.; CHAN, A. D. C.; LEMAIRE, E. D. Surface electromyographic signals using a dry electrode. In: 2010 **IEEE INTERNATIONAL WORKSHOP ON MEDICAL MEASUREMENTS AND APPLICATIONS PROCEEDINGS (MEMEA)**, 2010, Bari, Itália. Bari, Itália, abr. 2010

MASCARENHAS, R. et al. Is double-row rotator cuff repair clinically superior to single-row rotator cuff repair: a systematic review of overlapping meta-analyses. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery**, v. 30, n. 9, p. 1156-1165, 2014.

MENDES JR., J. J. A., **Desenvolvimento de uma Armband para Captura de Sinais Eletromiográficos para Reconhecimento de Movimentos**. 116 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Ponta Grossa, 2017.

MERLETTI, R.; HERMENS, H. J. Detection and Conditioning of the Surface EMG Signal. In: MERLETTI, R.; PARKER, P. (Eds.). **Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications**. Piscataway: John Wiley & Sons, 2004.

MERLETTI, R. et al. Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: State of the art. **Clinical Biomechanics**, v.

24, n. 2, p. 122–134, 2009.

MINISTÉRIO DA FAZENDA (MF); INSTITUTO NACIONAL DO SEGURO SOCIAL (INSS); EMPRESA DE TECNOLOGIA E INFORMAÇÃO DA PREVIDENCIA SOCIAL (DATAPREV). **Anuário Estatístico Da Previdência Social 2016**. Brasília, 2016. Disponível em <http://www.previdencia.gov.br/wp-content/uploads/2018/01/AEPS-2016.pdf>.

MORITANI, T., M. MURO e A. NAGATA. Intramuscular and surface eletctromyogram changes during muscle fatigue. **J Appl Physiol**, v.60, n.4, Apr, p. 1179-85. 1986

NÄF, M. B. et al. Passive Back Support Exoskeleton Improves Range of Motion Using Flexible Beams. **Frontiers in Robotics and AI**, v. 5, n. 72, p. 1–16, jun. 2018.

NAGEL, J. H. Biopotential Amplifiers. In: BRONZINO, J. D. (Ed.). **Biomedical Engineering Handbook**. Vol. 1. Boca Raton: CRC Press, 2000. countsp. 1364–1377.

NAJARIAN, K.; SPLINTER, R. **Biomedical signal and image processing**. 2. ed. Boca Raton: CRC Press, 2012.

NALON, J. A. **Introdução ao Processamento Digital de Sinais**. Rio de Janeiro: LTC, 2014.

NEER, C. S. Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report. **JBJJ**, v. 54, n. 1, p. 41-50, 1972.

NETTER, J. In: HANSEN, J. T. **Netter - AnatomiaClínica**. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2015.

NEUMAN, M. R. Biopotential Amplifiers. In: WEBSTER, J. G. (Ed.). **Medical Instrumentation: Application and Design**. 4. ed. Hoboken: John Wiley & Sons, 2010.

OLSON, W. H. Electrical Safety. In: WEBSTER, J. G. (Ed.). **Medical Instrumentation: Application and Design**. 4. ed. Hoboken: John Wiley & Sons, 2010.

OPPENHEIM, A. V.; SCHAFER, R. W. **Discrete-Time Signal Processing**. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1989.

OPPENHEIM, A. V.; WILLSKY, A. S. **Sinais e Sistemas**. 2. ed. São Paulo: Pearson, 2010.

PEDROSO, L. J. DE G. R. **Avaliação dos efeitos sobre os estimadores eletromiográficos de diversos métodos de filtragem da interferência da rede elétrica**. 85f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) — Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, 2013.

POZZO, M.; FARINA, D.; MERLETTI, R. Electromyography: Detection, Processing and Applications. In: MOORE, J.; ZOURIDAKIS, G. (Eds.). **Biomedical Technology and Devices Handbook**. Boca Raton, Florida: CRC Press, 2004.

SABESAN, Vani J. et al. Biomechanical comparison of 2 augmented glenoid designs: an integrated kinematic finite element analysis. **Journal of shoulder and elbow surgery**, 2019.

SMITH, S. W. **The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing**. 2. ed. San Diego: California Technical Publishing, 1999.

SOBOTTA, J.; BECHER, H. **Atlas de Anatomia Humana**. 22<sup>a</sup> ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.

SPADA, S. et al. Investigation into the applicability of a passive upper-limb exoskeleton in automotive industry. **Procedia Manufacturing**, v. 11, p. 1255-1262, jun. 2017.

STEVAN JR, S. L. et al. Circuit Design for Surface Electromyography Data Acquisition. **IEEE Latin America Transactions**, v. 13, n. 10, p. 3193–3200, out. 2015.

TOYAMA, S.; YAMAMOTO, G. Development of Wearable-Agri-Robot: mechanism for agricultural work. In: 2009 **IEEE/RSJ INTERNATIONAL CONFERENCE ON INTELLIGENT ROBOTS AND SYSTEMS**. 2009, (Local). **Anais...**(Local de publicação: Editora), 2009. p. 5801-5806.

TOSO, Henrique Braun. **Ergonomia 4.0: uso da manufatura aditiva no desenvolvimento de exoesqueleto para redução da ativação muscular na montagem de obturadores da indústria utomotiva**. 2019. Trabalho de Conclusão de Curso. Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

TRIPLETT, N. T. Structure and Function of Body Systems. In: HAFF, G. G.; TRIPLETT, N. T. (Eds.). **Essentials of Strength Training and Conditioning**. 4. ed. Champaign: Human Kinetics, 2015.

TRONTELJ, J. V.; JABRE, J.; MIHELIN, M. Needle and wire detection techniques. In: MERLETTI, R.; PARKER, P. (Eds.). **Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications**. Piscataway: John Wiley & Sons, 2004.

WEBSTER, J. G. Amplifiers and signal processing. In: \_\_\_\_\_ (Ed.). **Medical Instrumentation: Application and Design**. 4. ed. Hoboken: John Wiley & Sons, 2010.

YAMAMOTO, K. et al. Desenvolvimento de terno auxiliar de poder. **JSME International Journal Série C Sistemas Mecânicos, Elementos de Máquina e Fabricação**, v. 46, n. 3, p. 923-930, 2003.

YOUNG, A. J.; HARGROVE, L. J.; KUIKEN, T. A. Improving Myoelectric Pattern Recognition Robustness to Electrode Shift by Changing Interelectrode Distance and Electrode Configuration. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 59, n. 3, p. 645–652, 2012.

## APÊNDICE A - Questionário de Pesquisa no laboratório

Questionário de impressão do usuário.										
Movimento.										
1. voce sente restrita a sua liberdade de movimento com o dispositivo?										
Nada restrito										Muito
restrito	0	1	3	4	5	6	7	8	9	10
Carga.										
2. O dispositivo suporta a carga da tarefa que voce realizou?										
Suporta muito										não suporta
	0	1	3	4	5	6	7	8	9	10
Interferencia da atividade.										
3. o dispositivo interfere na tarefa realizada?										
Interfe muito										não interfere.
	0	1	3	4	5	6	7	8	9	10
Dificuldade da tarefa.										
4. quanto dificil foi a tarefa realizada?										
Muito difícil.										Nada dificil.
	0	1	3	4	5	6	7	8	9	10
Conforto.										
5. quanto confortavel é usar o dispositivo?										
Muito confortavel.										Nada
confortavel.	0	1	3	4	5	6	7	8	9	10

## APÊNDICE B - Questionário de Pesquisa na linha de montagem

Questionário de impressão do usuário.											
Movimento.											
1. voce sente restrita a sua liberdade de movimento com o dispositivo?											
Nada restrito											Muito
restrito	0	1	3	4	5	6	7	8	9	10	
Carga.											
2. O dispositivo suporta a carga da tarefa que voce realizou?											
Suporta muito											não suporta
	0	1	3	4	5	6	7	8	9	10	
Interferencia da atividade.											
3. o dispositivo interfere na tarefa realizada?											
Interfe muito											não interfere.
	0	1	3	4	5	6	7	8	9	10	
Dificuldade da tarefa.											
4. quanto dificil foi a tarefa realizada?											
Muito difícil.											Nada dificil.
	0	1	3	4	5	6	7	8	9	10	
Conforto.											
5. quanto confortavel é usar o dispositivo?											
Muito confortavel.											Nada
confortavel.	0	1	3	4	5	6	7	8	9	10	

**APENDICE C** Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.**Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.****BASEADO NAS DIRETRIZES CONTIDAS NA RESOLUÇÃO CNS Nº466/2012, MS.****Objetivo.**

Senhor Colaborador, essa pesquisa tem como Objetivo avaliar o uso do exoesqueleto e sua aplicação na indústria automotiva, está sendo desenvolvida por, Rodney Wenke, fisioterapeuta, Marcio Salatiel, Engenheiro, Henrique Toso, acadêmico de engenharia, supervisionada por Giles Balbinotti, engenheiro PHD e João P. Setti, professor da UTFPR, engenheiro PHD.

Para isso precisamos de sua ajuda nessa avaliação. Caso aceite participar, realizaremos com o Senhor (a), um procedimento de estudo que não trará riscos físicos e nem psicológicos a sua pessoa, garantimos também que sua imagem não será exposta, sem sua permissão, e caso utilizada será descaracterizada, nem seu nome será revelado, os dados e resultados ficarão disponíveis para sua consulta em qualquer momento.

**Descrição do procedimento.****Procedimento 1.**

Será feita a avaliação do seu posto de trabalho e as atividades realizadas no local.

Serão fixado eletrodos de superfície para a coleta dos dados eletromiográficos da atividade muscular durante a realização do trabalho, lembrando que esses eletrodos apenas coletam os sinais elétricos do músculo, em nenhum momento será passada corrente elétrica para seu corpo, portanto, não existe o risco de “tomar choque”, esses sinais serão coletados e avaliados.

Então vestiremos o exoesqueleto, e o senhor(a) realizará a sua tarefa normal de trabalho, agora utilizando o aparelho, os sinais do músculo serão novamente coletados, avaliados e comparados com os anteriores.

**Procedimento 2.**

Fixação de eletrodos nos pontos motores dos músculos Trapézio Direito e Trapézio esquerdo, Deltóide Direito e Deltóide Esquerdo; Solicitaremos que realize a abdução do ombro a 90°, e marcar essa posição em uma parede de fundo; então, Abduzir os ombros a 90° segurando nas mãos um halter de 2Kg, e manter essa posição, na marca, por 2 minutos, os sinais eletromiográficos serão coletados durante esse período. Aguardar um tempo mínimo de 15 minutos em repouso. Vestir e ajustar o exoesqueleto no colaborador, ligar os braços de apoio. Com o uso do exoesqueleto, abduzir os ombros a 90° segurando nas mãos um halter de 2Kg, e manter essa posição, na marca, por 2 minutos, os sinais eletromiográficos serão coletados durante esse período.

OBS. Nem todos realizarão os dois procedimentos.

Após realizar o teste será solicitado que preencha um relatório a respeito de sua impressão do uso do exoesqueleto, expressando a sua opinião com toda a sinceridade, seja ela positiva ou negativa.

Esclarecemos que sua participação no estudo é voluntária e, portanto, o(a) senhor(a) não é obrigado(a) a fornecer as informações e/ou colaborar com as atividades solicitadas pelo Pesquisador(a). Caso decida não participar do estudo, ou resolver a qualquer momento desistir do mesmo, não sofrerá nenhum dano. Os pesquisadores estarão a sua disposição para qualquer esclarecimento que

considere necessário em qualquer etapa da pesquisa.

---

Assinatura do pesquisador responsável

Considerando, que fui informado(a) dos objetivos e da relevância do estudo proposto, de como será minha participação, dos procedimentos e riscos decorrentes deste estudo, EU

---

\_\_\_\_\_ declaro o meu consentimento em participar da pesquisa, como também concordo que os dados obtidos, inclusive as imagens, na investigação sejam utilizados para fins científicos (divulgação em eventos e publicações). Estou ciente que receberei uma via desse documento.

São Jose dos Pinhais , \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

---

Assinatura do participante

Contato com o Pesquisador (a) Responsável: Caso necessite de maiores informações sobre o presente estudo, favor ligar para o (a) pesquisador (a) Rodney Wenke Telefone: 41999976008 E-mail:: rowenke@yahoo.com.br