

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA**  
**FACULDADE DE FISIOTERAPIA**  
**MESTRADO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO E**  
**DESEMPENHO FÍSICO-FUNCIONAL**

**Luane Landim de Almeida**

**Torque e perfil eletromiográfico de mulheres sedentárias durante a rotação externa do  
ombro em duas diferentes posturas escapulares**

Juiz de Fora  
2019

**Luane Landim de Almeida**

**Torque e perfil eletromiográfico de mulheres sedentárias durante a rotação externa do ombro em duas diferentes posturas escapulares**

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico-Funcional da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Fisioterapia. Área de concentração: Desempenho e Reabilitação em diferentes condições de saúde.

Orientador: Prof. Dr. Marco Antonio Cavalcanti Garcia

Coorientador: Prof. Dr. Eduardo José Danza Vicente

Juiz de Fora

2019

**Luane Landim de Almeida**

**Torque e perfil eletromiográfico de mulheres sedentárias durante a rotação externa do ombro em duas diferentes posturas escapulares**

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico-Funcional da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Fisioterapia. Área de concentração: Desempenho e Reabilitação em diferentes condições de saúde.

Aprovada em 06 de dezembro de 2019

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Marco Antonio Cavalcanti Garcia - Orientador  
Universidade Federal de Juiz de Fora

---

Prof. Dr. Eduardo José Danza Vicente – Coorientador  
Universidade Federal de Juiz de Fora

---

Prof. Dr. Thiago Lemos de Carvalho  
UNISUAM -RJ

---

Prof. Dr. Felipe Costa Alvim  
SUPREMA/FACSUM

---

Prof. Dr. Diogo Simões Fonseca  
Universidade Federal de Juiz de Fora

## RESUMO

**Introdução:** Pesquisas anteriores sugeriram variações de exercícios de rotação externa (RE) e umerotorácicos para treinar os músculos necessários no controle das alterações estáticas e dinâmicas da cintura escapular, não levando em consideração o comportamento do torque muscular e a sobrecarga aplicada a junção miotendínea. **Objetivo:** Avaliar o perfil de recrutamento muscular através da análise do torque muscular isométrico e da eletromiografia de superfície (EMGs), dos músculos do manguito rotador (MR) e da cintura escapular em doze diferentes exercícios de RE do ombro em duas diferentes posições escapulares. **Método:** Trata-se de um estudo transversal, composto por trinta participantes do sexo feminino, com idade média desvio padrão ( $\pm$  DP) de  $21 \pm 2,30$  anos, massa corporal de  $55,99 \pm 6,02$  kg, altura de  $1,61 \text{ m} \pm 0,05$  e IMC de  $21,50 \pm 1,98 \text{ kg/m}^2$ , todas classificadas como sedentárias e insuficientes ativas, sem história de trauma e queixa de dor na articulação do ombro nos últimos dois meses. Foi realizado análise do torque muscular isométrico e atividade EMGs dos músculos trapézio superior, médio e inferior, serrátil anterior, infraespinhal e redondo menor em doze exercícios de RE do ombro comparada a uma condição RE controle com  $30^\circ$  de rotação interna (REC) através de um transdutor de força isométrica e de um sistema eletromiográfico. **Resultados:** Foi encontrada diferença estatisticamente significativa do torque relativo ( $\tau\%$ ) das doze condições de RE comparado a REC, ( $F_{12,377}=21,236$ ,  $p<0,001$ ). Na análise do posicionamento escapular durante as doze condições de RE, sendo seis condições com a escápula na posição anatômica (RE1A – RE6A) e as mesmas seis com a escápula na posição de retração (RE1R – RE6R), observamos que a RE com escápula retraída não resultou em uma maior produção de  $\tau\%$  quando comparada com a escápula na posição anatômica ( $p<0,001$ ). Ao analisarmos o  $\tau\%$  de cada condição de RE, observamos que a condição de RE1A (*RE em prono com ombro abduzido  $90^\circ$  com a escápula na posição anatômica*) e RE1R (*RE em prono com ombro abduzido  $90^\circ$  com a escápula na posição de retração*) apresentaram maior geração de  $\tau\%$  ( $p<0,0280$ ) quando comparada as demais condições de RE tanto com a escápula na posição anatômica quanto retraída e em relação a REC ( $p<0,0041$ ), exceto quando comparada à condição RE3A (*RE na postura sentada com ombro abduzido a  $90^\circ$  com a escápula na posição anatômica*) e sua respectiva condição com a escápula retraída RE3R ( $p=1,0000$ ). **Conclusão:** A condição de REC não foi observada como aquela mais eficiente do ponto de vista biomecânico, sendo que a condição que demonstrou maior geração de torque muscular isométrico com possível eficiência biomecânica foi a RE em prono com ombro abduzido  $90^\circ$  tanto com a escápula na posição

anatômica, quanto na posição de retração, representada por RE1A/RE1R, na qual observamos menor atividade eletromiográfica dos músculos rotadores externos motores primários, além de menor percepção de esforço, representada pela escala de borg.

Palavras-chave: Manguito Rotador. Rotação Externa. Torque. Eletromiografia.

## ABSTRACT

**Introduction:** Previous researches suggested changes in external rotation (ER) exercises and aerobic exercises for blocked muscles without controlling the static and dynamic changes of the scapular waist, without taking into account the behavior of muscle torque and the overload applied to the myotendinous junction. **Objective:** to analyze the profile of muscle recruitment through the analysis of isometric muscle torque and surface electromyography (EMGs), rotator cuff (CR) and shoulder girdle muscles in twelve different shoulder RE exercises in two scapular dimensions. **Method:** This is a cross-sectional study, composed of thirty female participants, with a mean standard deviation ( $\pm$  SD) of  $21 \pm 2.30$  years, body mass of  $55.99 \pm 6.02$  kg, height of  $1.61 \pm 0.05$  m and BMI of  $21.50 \pm 1.98$  kg / m<sup>2</sup>, all classified as sedentary and insufficiently activated, with no history of trauma and complaints of pain in the shoulder joint in the last two months. **Analysis of isometric muscle torque and EMG activity of the upper, middle and lower trapezius muscles, anterior serratus, infraspinatus and minor round in RE shoulder exercises compared to an ER control condition with 30° internal test (CER) transducer of isometric strength and an electromyographic system.** **Results:** A statistically significant difference was found in the relative torque ( $\tau\%$ ) of the ER resting conditions compared to the REC, ( $F_{12,377} = 21.236$ ,  $p < 0.001$ ). In the analysis of scapular positioning during the twelve ER conditions, six conditions with anatomical position scanning (ER1A - ER6A) and with the same six slipping in the retraction position (ER1R - ER6R), observed that the ER with retracted scapula did not result in a greater production of  $\tau\%$  when compared with a scapula in the anatomical position ( $p < 0.001$ ). When analyzing  $\tau\%$  of each condition of ER, observe that a condition of RE1A (ER in prone with shoulder abducted 90° with scapula of anatomical position) and RE1R (RE in prone with shoulder abducted 90° with escape from retraction position) presented greater generation of  $\tau\%$  ( $p < 0.0280$ ) when compared to other ER conditions with both an anatomical and retracted position and in relation to the CER ( $p < 0.0041$ ), except when compared to the RE3A condition (RE in the sitting position) with shoulder abducted at 90° with scapula in anatomical position) and his condition conditioned with the retracted scapula RE3R ( $p = 1.0000$ ). **Conclusion:** The condition of CER was not observed as the most efficient from the biomechanical point of view, and a condition that demonstrated greater generation of isometric muscle torque with possible biomechanical efficiency was an ER in a contract with an abducted shoulder 90° with a listening position anatomical, as well as in the retraction position, represented by ER1A / ER1R, which is the least electromyographic activity of the primary

motor external rotator muscles, in addition to the lower perception of effort, represented by the borg scale

Keywords: Rotator Cuff. External Rotation. Torque. Electromyography.

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM	Amplitude de Movimento Articular
AGU	Articulação Glenoumeral
EMGs	Eletromiografia de Superfície
IMC	Índice de Massa Corpórea
INMETRO	Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial
IS	Infraespinhal
ISAK	International Standards for Anthropometric Assessment
ISEK	Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia
MR	Manguito Rotador
RE	Rotação Externa
RE1A	Rotação externa em prono com ombro abduzido 90° e escápula na posição anatômica
RE1R	Rotação externa em prono com ombro abduzido 90° e escápula na posição de retração
RE2A	Rotação externa em decúbito lateral com rolo de toalha e escápula na posição anatômica
RE2R	Rotação externa em decúbito lateral com rolo de toalha e escápula na posição de retração
RE3A	Rotação externa na postura sentada com ombro abduzido 90° e escápula na posição anatômica
RE3R	Rotação externa na postura sentada com ombro abduzido 90° e escápula na posição de retração
RE4A	Rotação externa no plano escapular com ombro abduzido 90° e escápula na posição anatômica
RE4R	Rotação externa no plano escapular com ombro abduzido 90° e escápula na posição de retração
RE5A	Rotação externa na postura sentada com ombro em posição neutra e escápula na posição anatômica



RE5A	Rotação externa na postura sentada com ombro em posição neutra e escápula na posição de retração
RE6A	Rotação externa na postura sentada com o ombro em posição neutra e com rolo de toalha e escápula na posição anatômica
RE6R	Rotação externa na postura sentada com o ombro em posição neutra e com rolo de toalha e escápula na posição de retração
REC	Rotação Externa Controle
RI	Rotação Interna
RM	Redondo Menor
SA	Serrátil Anterior
SENIAM	Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles
SIS	Síndrome do Impacto Subacromial
TCLE	Termo de Consentimento Livre Esclarecido
TI	Trapézio Inferior
TM	Trapézio Médio
TS	Trapézio Superior

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO .....	12
2. MATERIAIS E MÉTODO.....	15
2.1. Delineamento do Estudo e Aspectos Éticos .....	15
2.2. Caracterização da Amostra .....	15
2.3. Instrumentação .....	16
2.4. Seleção dos Exercícios .....	17
2.5. Procedimento Experimental .....	20
2.6. Processamento dos sinais de Força e EMGs.....	20
2.7. Análise dos Dados de Força e EMGs .....	21
2.8. Análise Estatística .....	24
3. RESULTADOS .....	25
3.1. Escala de Borg .....	25
3.2. Torque Relativo ( $\tau\%$ ) .....	26
3.3. Atividade Muscular .....	28
4. DISCUSSÃO.....	34
4.1. Torque ( $\tau\%$ ) .....	34
4.2. Contribuição dos Músculos Escapulotorácicos para o Ombro .....	35
5. CONCLUSÕES.....	38
REFERÊNCIAS .....	39
APÊNDICES .....	44
Apêndice 1 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido .....	44
Apêndice 2 – Ficha de Avaliação .....	46
ANEXOS.....	47
Anexo 1 – Questionário Internacional de Atividade Física.....	47
Anexo2 – Escala de Borg Modificada .....	48

## AGRADECIMENTOS

*“Ninguém pode assobiar uma sinfonia. É preciso uma orquestra inteira para tocá-la”.*

*HE Luccock*

A palavra que tenho para me expressar nesse momento é GRATIDÃO! Segundo um grande sábio, gratidão é um sentimento de reconhecimento, uma graça favorecida por Deus que nos é dada sem medida. E hoje entendo que nele estão ocultos todos os tesouros da sabedoria e do conhecimento, e assim posso dizer Ebenézer – até aqui me ajudou o Senhor!

Estendo essa gratidão em especial a minha família, que sempre acreditou e confiou que estou trilhando o caminho certo, compreendendo por muitas vezes minha ausência.

Aos meus orientadores e professores Dr. *Marco Antonio Cavalcanti Garcia* e Dr. *Eduardo José Danza Vicente*, que viram em mim uma bendita insatisfação e um desejo enorme por estudar o complexo do ombro, como diz um grande autor *“O ombro é a articulação mais recompensadora do corpo humano, porque, quando um movimento limitado ou doloroso é descoberto, o achado é bastante específico e com frequência indica a estrutura atingida”*.

Agradeço ao meu colaborador e amigo MSc. *Adriano F Mendes Júnior*, que vibrou comigo desde o primeiro momento dessa caminhada, acreditando e me impulsionando sempre nos estudos.

A minha grande amiga e MSc. *Karine Lopes*, que está comigo desde a graduação, compartilhando comigo grandes oportunidades e juntas caminhamos sempre em busca do conhecimento.

O mestrado trouxe pessoas maravilhosas, que se tornaram amigas e refúgio, como a minha colaboradora *Patrícia Cardoso*, a qual estive comigo desde o primeiro dia de aula e sempre me ajudou a encontrar um jeito para realizar todas as tarefas. Para a concretização da coleta não posso deixar de agradecer ao meu amigo *Carlinhos*, que colocou em prática todo seu conhecimento de serralheiro e fez o nosso *“Sistema de haste fixo”*, assim como ao engenheiro *Luiz Gonzaga Guelber Moratori*, meu querido “Lu”, que me deu várias aulas de geometria e seguindo todas as orientações fizemos todas as transformadas do nosso modelo geométrico.

São muitos os que comigo estiveram nesses dois anos, a minha amiga *Leila Maria* que sempre me sustentou na Fé e liberava sobre mim toda sorte de bençãos matérias e espirituais. Aos meus queridos acadêmicos que passaram por mim nesses anos no Hospital e Maternidade Therezinha de Jesus, toda a equipe do Espaço Maria Inês e em especial aos meus amados pacientes, que confiaram em mim o bem estar deles e se alegraram comigo todo tempo, vocês são incríveis, e sempre receberam o meu melhor. Agradeço ainda todos os funcionários da Faculdade de Fisioterapia da Universidade Federal de Juiz de Fora que sempre me acolheu com alegria.

“Em relação a todos os atos de iniciativa e de criação, existe uma verdade fundamental cujo conhecimento mata inúmeras ideias e planos esplêndidos: a de que no momento em que nos comprometemos definitivamente, a providência move-se também. Toda uma corrente de acontecimentos brota da decisão, fazendo surgir a assistência material que nenhum homem

sonharia que viesse em sua direção. O que quer que você possa fazer ou sonhe que possa, faça. Coragem contém genialidade e poder. Comece agora!” – *Johann Wolfgang von Goethe*”.

*“Se eu tivesse mais alma pra dar, eu daria. Isso pra mim é viver”.*

Djavan

## 1 INTRODUÇÃO

A dor no ombro é considerada a terceira condição musculoesquelética mais comum que se apresenta a profissionais de saúde na atenção primária, com distúrbios associados ao manguito rotador (MR) apresentando comprometimento no movimento e função geralmente durante a elevação nos planos frontal, sagital e na rotação externa do ombro (LEWIS 2016). A prevalência de dor no ombro na população em geral varia entre 7-30%, aumentando com a idade, sendo mais alta em mulheres do que em homens (BERGMAN et al., 2001; LIUME et al., 2004).

A articulação glenoumeral (AGU) é considerada a mais móvel do corpo humano, possuindo três graus de liberdade o que permitiu ao membro superior orientar-se em relação aos três planos de movimento (OATIS 2014). Essa capacidade em realizar múltiplos movimentos é baseada na interação das estruturas estáticas que reagem aos estímulos mecânicos, e as forças compressivas proporcionadas pelo mecanismo concavidade-compressão realizado pelos pares de força dos músculos do MR e do músculo deltoide, que juntamente com os músculos da articulação escapulotorácica produzem um sistema biomecânico complexo mantendo o posicionamento da cabeça umeral na cavidade glenoidal, permitindo a correta cinemática escapuloumeral necessária aos movimentos da extremidade superior (LUGO et al., 2008; WARBY et al., 2018).

Os músculos rotadores externos motores primários do ombro são, o infraespinhal (IS) e o redondo menor (RM) conhecidos como manguito posterior, importantes no processo de estabilização da AGU e na produção de força e torque durante o arco de movimento de rotação externa (RE) (ESCAMILLA et al., 2009; KUECHLE et al., 2000). Os músculos rotadores externos demonstraram maior capacidade de produção de torque por meio da contração isométrica com o ombro em 30° de rotação interna (RI), quando comparado à posição neutra, ou seja, a posição representada por zero grau no ângulo de rotação (HUGHES et al., 1999).

No estudo de Mahnic de Toledo et al. (2008) quando analisaram o pico de torque dos RE no plano sagital, observaram que o comportamento das curvas de torque dos músculos IS e RM apresentavam uma fase ascendente na amplitude inicial do movimento, permanecendo constante na ADM média e um pico de torque no ângulo de 34° de RE e no final uma fase descendente. O torque dos RE no plano transversal apresentou um comportamento diferente do encontrado no plano sagital, atingindo seu pico quando o ombro era rodado internamente a 28°.

Devido as variações de RE do ombro, podendo as mesmas serem executada em mais de um plano de movimento, o conhecimento do quanto cada músculo contribui na produção de

torque em determinado ângulo torna-se indispensável para a compreensão do movimento do membro superior (MS), bem como para o planejamento da reabilitação de pacientes com disfunções do ombro, como as encontradas na síndrome do impacto subacromial (SIS), lesões do manguito rotador, alterações no posicionamento e ritmo escapula como a discinese escapular, dentre outras (HUGHES et al., 1999; KUECHLE et al., 2000).

Estudos têm demonstrado a importância do fortalecimento dos músculos IS, RM, e dos músculos escapulares, como um componente essencial no programa de reabilitação do ombro, utilizando em geral os exercícios de retração escapular associado a RE, promovendo assim maior desempenho da musculatura escapular e do MR, com ativação preferencial dos músculos trapézio inferior (TI) e serrátil anterior (SA) permitindo controle escapular durante as tarefas realizadas com o MS (ALIZADEHKHAIYA et al., 2015; COOLS et al., 2007; DE MEY et al., 2012; KIBLER et al., 2012; KIBLER et al., 2013).

Segundo as recomendações do consenso de dor no ombro para fisioterapeutas descrito em 2015 por Klintberg e colaboradores, os exercícios são considerados tratamento primário e devem ser realizados com ótimo posicionamento e controle da escapula sem movimento anormal compensatório do tronco. Sendo a posição de retração escapular descrita por reduzir os sintomas de dor e aumentar a função do ombro em pacientes com SIS (DE MEY et al., 2013; MEROLLO et al., 2010).

A Função escapular é fundamental para o alinhamento da AGU e acromioclavicular (AC), proporcionando uma base estável para a ativação muscular e cinemática do ombro. Os movimentos escapulares são considerados tridimensionais englobando rotação superior e inferior, rotação interna e externa, além da inclinação anterior e inferior que se integram aos movimentos dos braços e tronco caracterizando o ritmo escapuloumeral necessário para os movimentos de elevação nos planos frontal e sagital e durante os movimentos de rotação no plano transversal, facilitando a congruência da AGU (KIBLER et al., 2013).

Diversos estudos tem sugerido exercícios de RE associado aos exercícios umerotorácicos para controlar as alterações encontradas no ritmo escapular como a discinese escapular através da eletromiografia de superfície (EMGs) dos músculos do MR e da cintura escapular, utilizando geralmente pesos livres para análise do perfil de recrutamento, o que pode tornar tal caracterização equivocada, uma vez que sem fornecer os resultados com base nos valores de torque, essas medidas não são comparáveis a nenhuma população que não seja a do grupo de estudo comprometendo possivelmente a caracterização dos exercícios (ALIZADEHKHAIYA et al., 2015; BOETTCHER et al., 2009; KUMAR et al., 2018; MARTA et al., 2013; REINOLD et al., 2004).

A literatura não descreve nenhum estudo anterior que tenha investigado o efeito da retração escapular durante variações de exercícios de RE do ombro, utilizando um modelo biomecânico através dos dados do torque isométrico em associação com a EMGs para identificar e caracterizar o recrutamento muscular dos rotadores externos e dos músculos escapulares, promovendo maior compreensão biomecânica do ombro para ajudar na avaliação e tratamento durante o processo de reabilitação dos distúrbios que envolvem os músculos do manguito rotador.

O objetivo deste estudo foi avaliar o perfil de recrutamento muscular através da análise do torque e da EMGs do MR e da cintura escapular em doze diferentes exercícios de RE do ombro, sendo seis com a escápula na posição anatômica e os mesmos seis com a posição de retração. A hipótese do presente estudo foi que os músculos IS e RM, apresentariam maior eficiência biomecânica e, portanto, maior geração de torque muscular com menor amplitude do sinal eletromiográfico com a escápula na posição de retração.

## 2 MATERIAIS E MÉTODOS

### 2.1 Delineamento do Estudo e Aspectos Éticos

Trata-se de um estudo transversal, com componentes descritivos e analíticos. Todos os procedimentos aqui adotados receberam parecer favorável do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF), (*Parecer* nº 3.338.098) e para participar do estudo os indivíduos assinaram o Termo de Consentimento Livre Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE 1).

### 2.2 Caracterização da Amostra

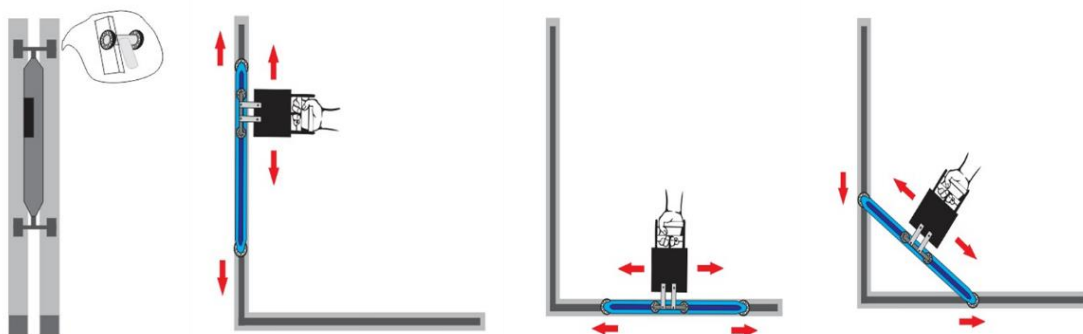
A análise amostral para este estudo foi realizada nos programas GPower3 e R4, considerando o nível de significância de 5%, e um tamanho de efeito médio, ou seja,  $f$  de Cohen  $1,2=0,25$ , para um poder do teste de pelo menos 0,80 (FAUL et al., 2007). Trinta participantes do sexo feminino, sedentárias e insuficientes ativas, conforme dados do Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) (MATSUDO et al., 2001), foram recrutadas para participar do estudo, sendo avaliado o lado dominante determinado pelo Questionário de Lateralidade (HALLAL et al., 2007) na sua versão estendida online, (<http://www.brainmapping.org/shared/Edinburgh.php#>), realizado oralmente e com tradução livre, no qual a média do escore foi de 79,31 destros. A média desvio padrão (DP) de idade foi de  $21 \pm 2,30$  anos, massa corporal de  $55,99 \pm 6,02$  kg, altura de  $1,61 \text{ m} \pm 0,05$  e IMC de  $21,50 \pm 1,98 \text{ kg/m}^2$ . Todas as participantes foram avaliadas e liberadas para participar do estudo pelo médico cirurgião de ombro por não apresentarem o diagnóstico de lesão do manguito rotador, síndrome do impacto, tendinite, bursite, instabilidade da articulação glenoumeral ou qualquer outra afecção na articulação do ombro, além de não apresentarem história de trauma na articulação do ombro, cintura escapular, clavícula e membros superiores, queixa de dor no ombro nos últimos dois meses e não possuírem previamente diagnóstico de doenças neuromusculares e lesões na pele no local de colocação dos eletrodos. Foram excluídas as participantes que eventualmente apresentavam queixa de dor no ombro nos últimos dois meses, ou que sofreram algum trauma direto na articulação do ombro que comprometesse os membros superiores após a avaliação inicial.



## 2.3 Instrumentação

Os registros eletromiográficos foram captados por eletrodos de superfície Ag/AgCl da marca *Solidor*, hipo-alergênicos, com área condutora de 10 mm de diâmetro e distância intereletrodos de 20 mm com adesivo de fixação na configuração bipolar. Os sinais eletromiográficos de superfície foram coletados por oito canais do eletromiógrafo marca *EMG System do Brasil* (São José dos Campos, SP) com o software EMGLab V1.1, versão 2012 (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo, SP, Brasil), dotado de um conversor A/D (EMG System do Brasil Ltda, São José dos Campos, SP, Brasil), coletados com uma taxa de amostragem de 2000 Hz para cada canal. Foi utilizada uma célula de carga uniaxial com capacidade nominal de 200 kgf, sensibilidade de 2,0 mV/V (+/- 10 %) marca *EMG System do Brasil* (São José dos Campos, SP) para fins de determinação da tensão desenvolvida durante a rotação externa do ombro em cada postura avaliada.

A célula de carga foi fixada a um sistema de haste rígido, do qual foi possível realizar todos os ajustes necessários durante a execução do movimento, sendo a mesma acoplada por um cabo inextensível perpendicularmente ao punho das participantes, conforme modelo arquitetado na figura 1. Os sinais de força e dos de EMG eram transmitidos a um computador da marca Samsung, por meio de um cabo flexível, blindado e apresentado em um sistema de aquisição de dados com o software EMGLab V1.1, versão 2012 (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo, SP, Brasil).



Fonte: Arquivo dos pesquisadores

Figura 1. Projeto do sistema de haste rígido arquitetado para a captação dos dados do torque isométrico

Para a colocação dos eletrodos nos músculos TS, TM, TI, IS, RM e SA, foi realizada assepsia da pele com álcool 70%, tricotomia com aparelho barbeador descartável e esfregação com bucha vegetal com o objetivo de diminuir a impedância da pele e alcançar a máxima fixação dos eletrodos. O *crosstalk* foi minimizado pela colocação cuidadosa dos eletrodos de tamanho

adequado, paralelos às fibras musculares com base em critérios anatômicos padrão e o eletrodo de referência foi posicionado sobre a região da sétima vértebra cervical (C7).

As normas para o registro do sinal e o posicionamento dos eletrodos foi orientado segundo as diretrizes do *Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia* (ISEK) e *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM), para a colocação dos eletrodos nas três porções do músculo trapézio e para os demais músculos conforme descritos na literatura, apresentado na Tabela 1 a seguir.

Tabela 1 – Descrição do Posicionamento dos eletrodos

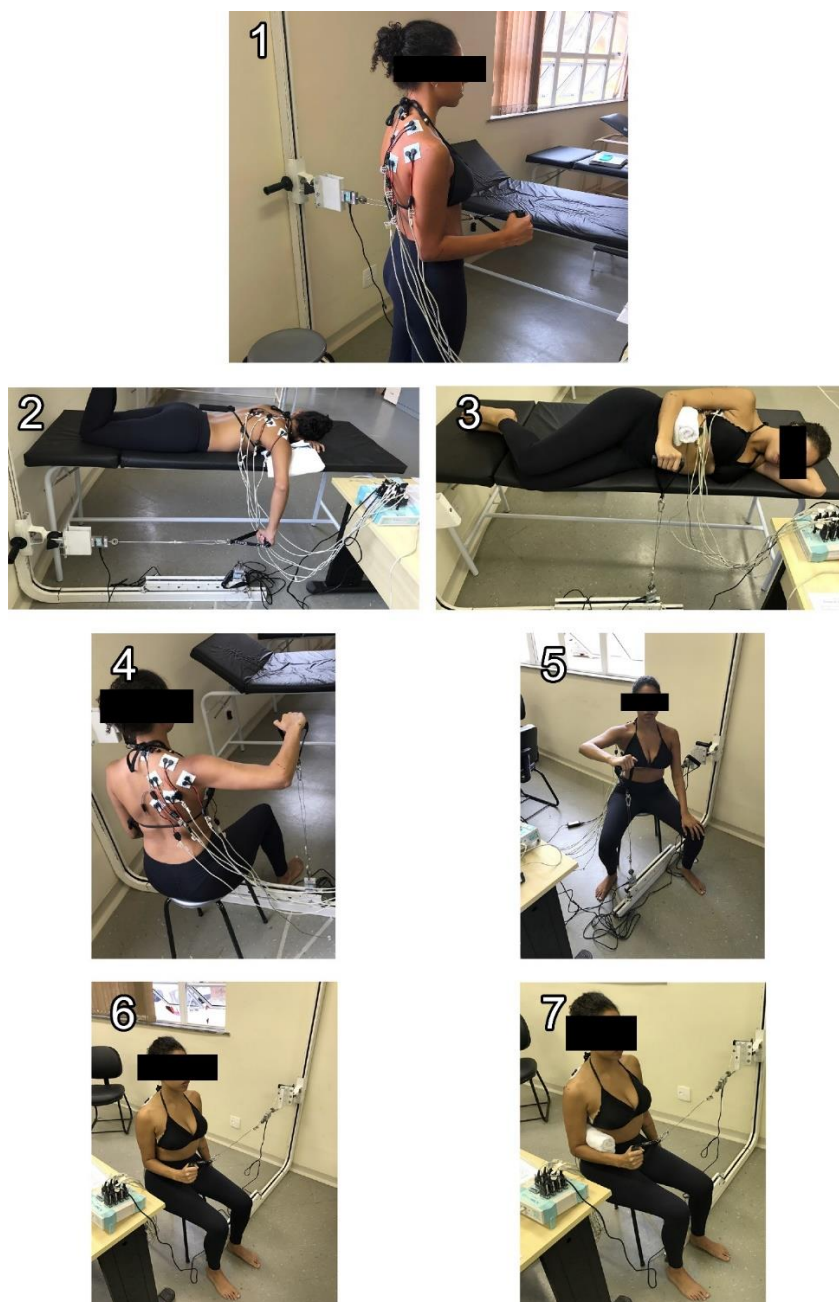
Músculo	Colocação dos Eletrodos	Fonte
Trapézio Superior	Eletrodos colocados na direção das fibras musculares em 50% na linha do acrômio para a sétima vértebra cervical (C7)	SENIAM
Trapézio Médio	Colocados em 50% entre a borda medial da escápula e a coluna vertebral, ao nível da terceira vértebra torácica (T3)	SENIAM
Trapézio Inferior	Colocados 2/3 na linha da coluna torácica até a oitava vértebra torácica (T8)	SENIAM
Serrátil Anterior	Colocados 2cm abaixo da axilar, em posição vertebral sobre a 4 <sup>a</sup> – 6 <sup>a</sup> costelas ao nível do ângulo inferior da escápula, anterior ao músculo latíssimo do dorso e posterior ao músculo peitoral maior com ombro abduzido 90°	Decker et al., 1999; Kibler et al., 2008
Infraespinhal	Colocados 2cm lateralmente à borda medial da escápula, seguindo a distância média entre a espinha da escápula e o ângulo inferior da escápula	Uhl et al., 2003; Pontillo et al., 2007
Redondo Menor	Colocados no terço-médio da borda lateral da escápula entre a linha e do acrômio e o ângulo inferior da escápula	Marta et al., 2013

## 2.4 Seleção dos Exercícios

Um total de doze exercícios de rotação externa sendo seis com a escápula na posição anatômica e os mesmos seis com a escápula na posição de retração foram selecionados a partir de uma busca sistemática na literatura sobre a atividade eletromiográfica dos rotadores externos, trapézios e serrátil anterior. Todos os exercícios estão descritos na Tabela 2 e ilustrado na Figura 2.

Tabela 2 – Descrição dos Exercícios de Rotação Externa

Exercício	Descrição
Rotação externa em prono com ombro abduzido 90° (RE1A/RE1R)	Deitado em decúbito ventral sobre a maca, com o ombro abduzido 90°, cotovelo flexionado 90°, todo membro superior (MS) sem apoio e fora da maca, com a cabeça relaxada e apoiada no MS contralateral.
Rotação externa em decúbito lateral com rolo de toalha (RE2A/RE2R)	Deitado em decúbito lateral, com o braço totalmente aduzido ao lado do corpo apoiado em um rolo de toalha entre o tronco e o cotovelo e rodado internamente, cotovelo flexionado 90° e em posição neutra.
Rotação externa na postura sentada com ombro abduzido 90° (RE3A/RE3R)	Sentado em posição anatômica, com braço abduzido 90°, cotovelo flexionado 90° e antebraço em pronação.
Rotação externa no plano escapular com ombro abduzido 90° (RE4A/RE4R)	Sentado com ombro abduzido 90° e adução horizontal de 30° (plano escapular), cotovelo flexionado 90° e antebraço em pronação.
Rotação externa na postura sentada com ombro em posição neutra (RE5A/RE5R)	Sentado com braço abduzido 0°, cotovelo flexionado 90° e antebraço em posição neutra.
Rotação externa na postura sentada com o ombro em posição neutra e com rolo de toalha (RE6A/RE6R)	Sentado com o braço abduzido 0°, apoiado em um rolo de toalha (posicionada entre o tronco e o cotovelo), cotovelo flexionado 90° e antebraço em posição neutra.



Fonte: Arquivo dos pesquisadores

Figura 2- Demonstração dos exercícios estudados: 1) Rotação externa controle – REC; 2) Rotação externa em prono com ombro abduzido 90° - RE1A/RE1R; 3) Rotação externa em decúbito lateral com rolo de toalha – RE2A/RE2R; 4) Rotação externa na postura sentada com ombro abduzido 90° - RE3A/RE3R; 5) Rotação externa no plano escapular com ombro abduzido 90° - RE4A/RE4R; 6) Rotação externa na postura sentada com ombro em posição neutra – RE5A/RE5R; 7) Rotação externa na postura sentada com o ombro em posição neutra e com um rolo de toalha – RE6A/RE6R. Os seis exercícios foram realizados com a escápula na posição anatômica e os mesmos seis exercícios com a escápula na posição de retração escapular, totalizando doze exercícios.

## 2.5 Procedimento Experimental

As participantes foram familiarizadas com todas as tarefas em momento prévio à etapa de coleta de dados e orientadas quanto a realização do ajuste escapular em retração através do comando verbal e tátil.

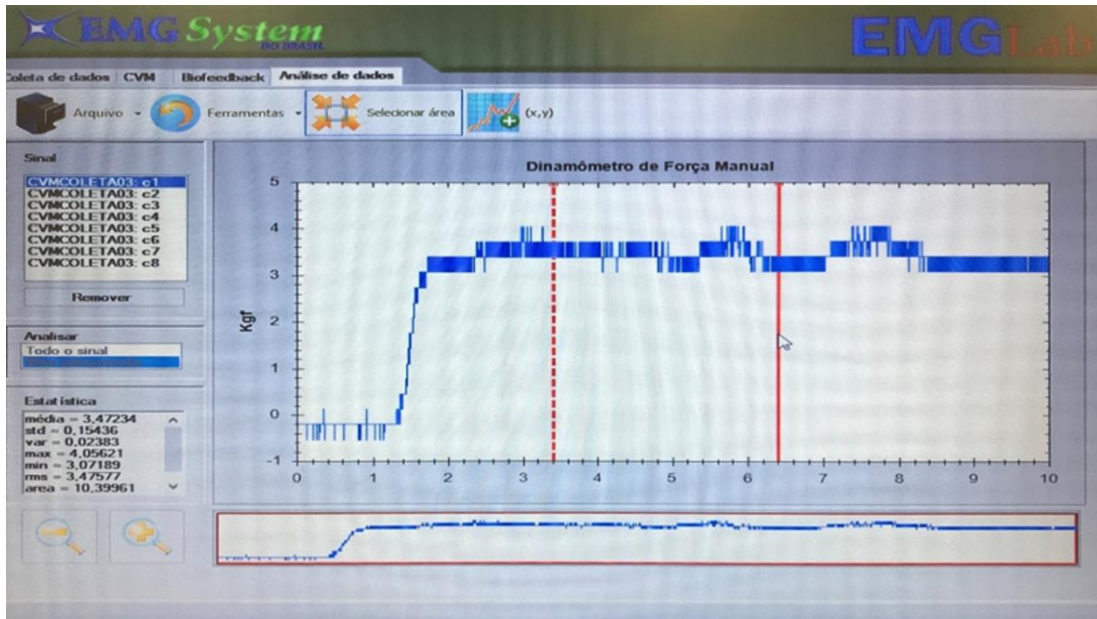
Para a mensuração da tensão máxima gerada durante o exercício de RE, a célula de carga foi adaptada a um sistema de haste rígido e fixado através de um cabo inextensível à uma alça móvel confortável para a preensão manual da participante, estando perpendicular ao segmento do antebraço, permitindo assim a realização da rotação externa em contração isométrica máxima. Foram realizadas três tentativas de rotação externa máxima a partir de uma condição de rotação externa controle (REC), descrita devido apresentar geração de máximo torque dos RE, cuja postura adotada era a partir de 30° de rotação interna da articulação do ombro (KAPANDJI, 2000; HUGHES et al. 1999).

A contração isométrica foi mantida por 10 segundos, com 30 segundos de descanso entre as repetições e cinco minutos de descanso entre cada posição para minimizar o efeito da fadiga. Apenas a realização da condição de REC, foi realizada três vezes, as demais condições foram realizadas apenas uma única vez e ao término de cada uma das doze posições, cada participante classificou o exercício quanto ao esforço percebido através da escala de borg (BORG, 2000). A ordem de execução dos doze exercícios foi aleatorizada utilizando o programa RANDOM.ORG.

## 2.6 Processamento dos Sinais de Força e EMGs

Antes de executar cada rotação externa era realizado uma análise dos dados de força emitidos pela célula de carga em repouso que chamamos de força zero (F0) e em seguida após a coleta a força realizada (FR) analisada exatamente a partir de dois segundos do início da contração isométrica. Tendo em vista a presença de um *offset* na célula de carga, isto é, uma variação para mais ou para menos dos valores medidos, estes valores foram medidos em todas as condições e subtraídos do valor final da força obtida.

Para fins de análise dos dados de força, foi extraído o platô da força determinado a partir do tempo zero (T0), isto é, a partir do início da tarefa, sendo este adicionado de um segundo (1s), a partir do qual foi extraído o trecho de três segundos (3s) subsequente para fins de análise, conforme apresentado na figura 3.



Fonte: Arquivo dos pesquisadores

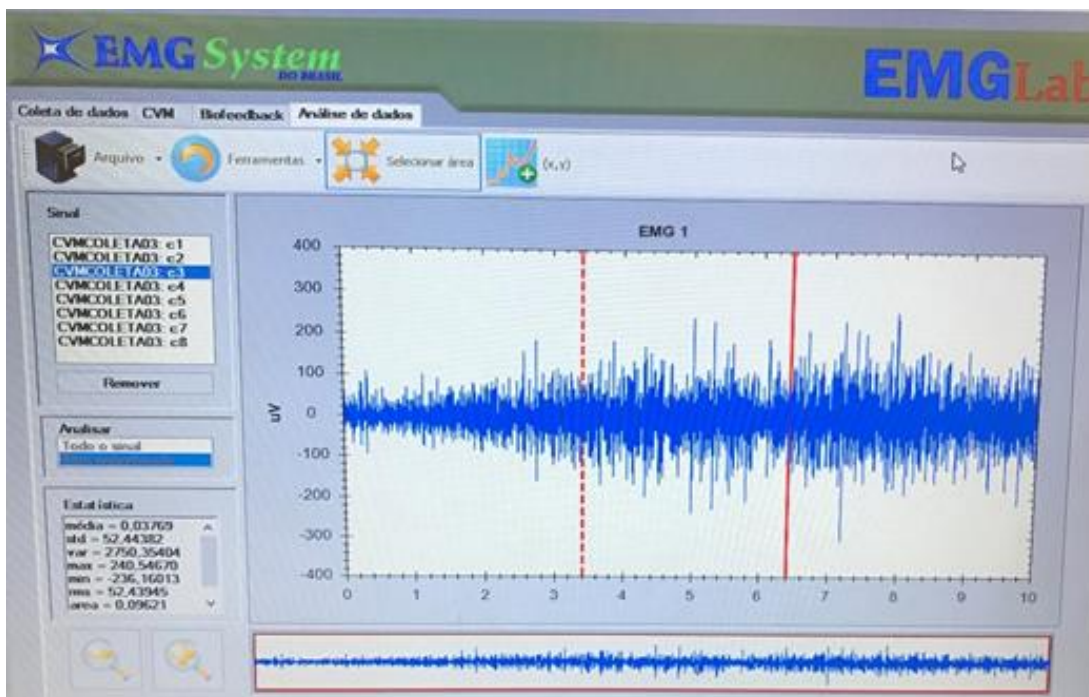
Figura 3 – Processamento dos sinais de força durante os 3 segundos do platô da contração isométrica.

Os sinais brutos de EMGs apresentados na figura 4, foram submetidos a um processo de filtragem (filtro Butterworth - passa banda - de 4<sup>a</sup> ordem de 20-500 Hz), sendo aplicado para eliminar os ruídos indesejáveis, tais como artefatos de movimento, ruídos da rede elétrica e em seguida removido o *offset* do sinal mioelétrico (DE LUCA et al., 2010). A variável de desfecho escolhida do sinal eletromiográfico foi o valor referente à raiz média quadrática do sinal (RMS<sup>1</sup>), a qual foi calculada a partir do sinal janelado em três segundos, com o objetivo de obtermos a amplitude média do sinal e consequentemente a ativação muscular conforme representada pela equação 1:

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

Onde  $N$  representa o número de amostras extraídas da janela (3s) escolhida para análise.

<sup>1</sup> Sigla da expressão em inglês, *Root Mean Square* (Raiz Média Quadrática).



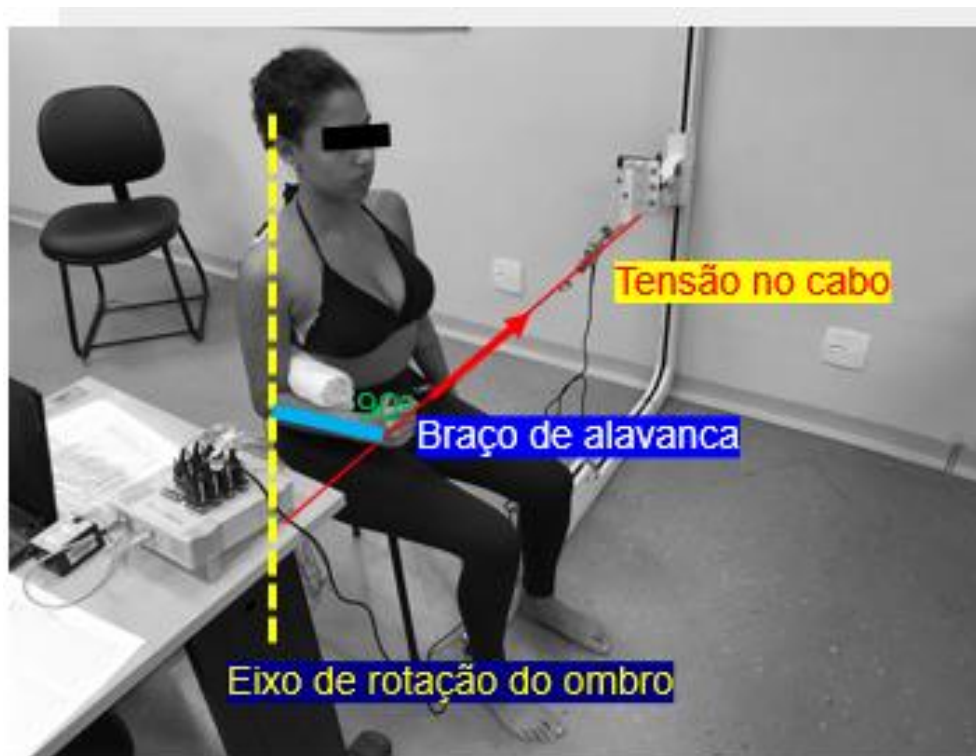
Fonte: Arquivo dos pesquisadores

Figura 4 – Processamento dos sinais de EMGs durante os 3 segundos da contração isométrica

## 2.7 Análise dos Dados de Força e EMGs

A normalização dos dados de força, foi realizada através das médias dos torques obtidos a partir das doze posições de rotação externa e da REC. Com o objetivo de estimarmos corretamente o torque gerado na articulação do ombro durante a RE, também foram adicionados ao cálculo os torques gerados pelos segmentos do membro superior (braço, antebraço e mão) quando necessário, como nos casos das condições de Rotação externa em decúbito lateral com rolo de toalha – RE2A/RE2R; Rotação externa na postura sentada com ombro abduzido 90° - RE3A/RE3R; Rotação externa no plano escapular com ombro abduzido 90° - RE4A/RE4R. Estes foram determinados a partir dos dados antropométricos conforme descrito pela *International Standards for Anthropometric Assessment* (ISAK), de cada segmento do membro superior avaliado, pelo qual foi possível determinar a massa do braço, antebraço e mão, considerando a circunferência e comprimento de cada segmento, os quais foram determinados a partir de um modelo cilíndrico (MAYROVITZ et al., 2009). Tendo em vista que cada parte do corpo foi modelada como um cilindro, as distâncias perpendiculares entre o centro geométrico de cada parte do corpo e a articulação do ombro foram computadas como braço de alavanca, sendo, portanto, a 2ª variável necessária para o cálculo do torque gerado por cada segmento (Figura 5).





Fonte: Arquivo dos pesquisadores

Figura 5 – Cálculo do Torque ( $\tau$ ) - Decomposição dos vetores de força atuante em cada seguimento do membro superior, estando o punho perpendicular ao cabo inextensível

O torque de cada segmento foi realizado a partir da conversão das medidas antropométricas de cada seguimento para a obtenção dos valores de volume, massa e peso referente do braço, antebraço e mão. Para o cálculo da área e do volume da mão foi utilizado a média da soma do desenvolvimento do 3º dedo mais o desenvolvimento do punho, sendo que o valor do desenvolvimento do 3º dedo (5,4 cm) foi usado como constante para todos os indivíduos. O cálculo da área e volume do antebraço foi realizado através da soma do desenvolvimento da prega cubital mais o desenvolvimento do punho, e para calcular a área e o volume do braço foi utilizado o desenvolvimento central do braço. O volume de cada segmento foi multiplicado pela constante de densidade para o corpo feminino ( $=1,0442$ ) conforme apresentada por Durnin et al. (1967). Uma vez obtida a massa ( $\text{cm}^3$ ) de cada segmento do membro superior, o valor foi dividido por (1000) e multiplicado pela constante gravitacional ( $9,81 \text{ m/s}^2$ ) para fins de conversão da unidade de Força (Newtons (N)). Desta forma, foi possível obter o peso do braço, antebraço e mão para a determinação do valor de torque de cada posição de RE de cada participante.



Para o cálculo do torque total foi realizada a soma dos torques de cada condição mais o torque do antebraço e da mão quando pertinente. Para fins de simplificação das análises, os dados de EMGs e torque foram normalizados a partir das médias alcançadas por cada participante obtidas em cada uma das doze condições testadas e da condição de REC, totalizando treze condições.

## 2.8 Análise Estatística

Os programas GraphPad Prism 5 (GraphPad, Inc.; San Diego, CA, EUA) e Statistica (versão 7.0, StatSoft, Inc.; Tulsa, Oklahoma, EUA) foram utilizados para executar toda a análise dos dados, sendo que foram realizadas análises descritivas e exploratórias dos dados demográficos da amostra expressos por média  $\pm$  desvio padrão (DP). A média da amplitude do EMGs de cada músculo em cada condição de RE foi normalizada pela média de todas as condições de rotação externa, incluindo a REC (% EMGs).

A normalidade dos dados foi determinada através do teste de *Shapiro-Wilk* e, para fins de comparação do perfil eletromiográfico dos músculos investigados em cada condição testada (n=13) nas duas posições escapulares foi aplicada a análise de variância (ANOVA) two-way. Quando necessário, foi aplicado o teste de Bonferroni como *post-hoc*. Quanto aos dados referentes à Escala de Borg, foi aplicado o teste de Friedman e o teste de Dunn como *post-hoc*. O nível de significância adotado foi de 5% (0,05).

### 3 RESULTADOS

#### 3.1 Escala de Borg

A condição que demonstrou maior percepção de esforço através da escala de borg foi a RE4R (Rotação externa no plano escapular com ombro abduzido 90° com a escápula na posição de retração). Observamos que um desempenho de torque mais eficiente não necessariamente ofereceu maior percepção de esforço, conforme apresentado para as condições RE1A e RE1R, as quais demonstraram maior  $\tau\%$  e menor percepção de esforço, o que do ponto de vista motivacional permite que o indivíduo consiga completar a tarefa com os rotadores externos em possível vantagem mecânica (Figura 6).

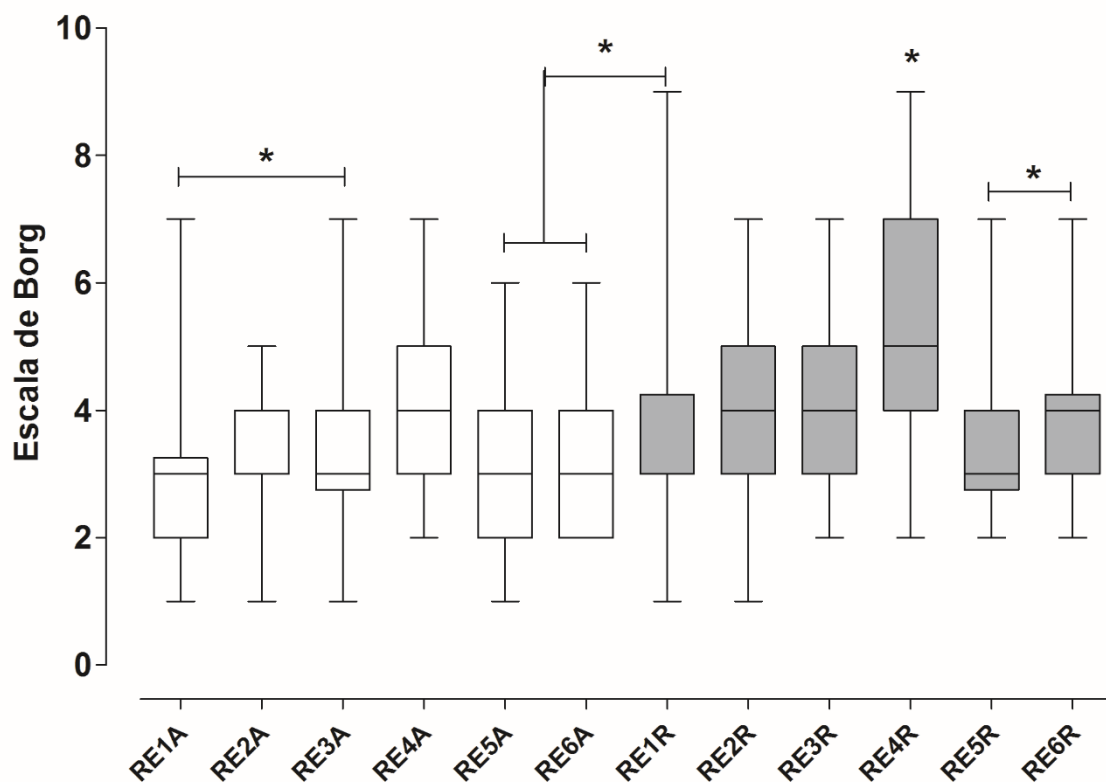


Figura 6 – Percepção de Esforço pela Escala de Borg das doze condições de rotação externa  
 Legenda: Medianas e quartis obtidos a partir da Escala de Borg para as diferentes condições testadas. A condição RE4R com o ombro abduzido 90° no plano escapular apresentou maiores níveis de esforço percebido, sendo esta estatisticamente maior ( $p < 0,001$ ) quando comparada às condições de maior torque RE1A\*; RE1R\* e as demais condições exceto a condição RE4A; RE2R e RE3R.

### 3.2 Torque Relativo ( $\tau\%$ )

Na comparação da condição de rotação externa controle (REC - *Rotação externa controle com 30° de RI*) com as variações de rotação externa do ombro foi observada diferença estatisticamente significativa do torque relativo ( $\tau\%$ ) das doze condições de rotação externa comparado à REC ( $F_{12,377}=21,236$ ,  $p<0,001$ ). Na análise do posicionamento escapular durante as doze condições de rotação externa, sendo seis condições com a escápula na posição anatômica (RE1A - RE6A) e as mesmas seis com a escápula na posição de retração (RE1R - RE6R), observamos que a rotação externa com escápula retraída não resultou em uma maior produção de torque quando comparada com a escápula na posição anatômica ( $p=1,0000$ ).

Ao analisarmos o  $\tau\%$  de cada condição de RE, observamos que as condições RE1A (*RE em prono com ombro abduzido 90° com a escápula na posição anatômica*) e RE1R (*RE em prono com ombro abduzido 90° com a escápula na posição de retração*) apresentaram maior geração de  $\tau\%$  ( $p<0,0280$ ) quando comparadas às demais condições de RE tanto com a escápula na posição anatômica quanto na posição de retração e em relação a REC ( $p<0,0041$ ), exceto quando comparadas à condição RE3A (*RE na postura sentada com ombro abduzido a 90° com a escápula na posição anatômica*) e sua respectiva condição com a escápula retraída RE3R (*RE na postura sentada com ombro abduzido a 90° com a escápula na posição de retração*) ( $p>1,0000$ ). Quando comparamos a RE1A com a mesma condição, porém com a escápula retraída RE1R, não encontramos diferença estatisticamente significativa ( $p=1,0000$ ) (Figura 7). O ranqueamento do torque relativo ( $\tau\%$ ) de cada condição é apresentado na Figura 8.

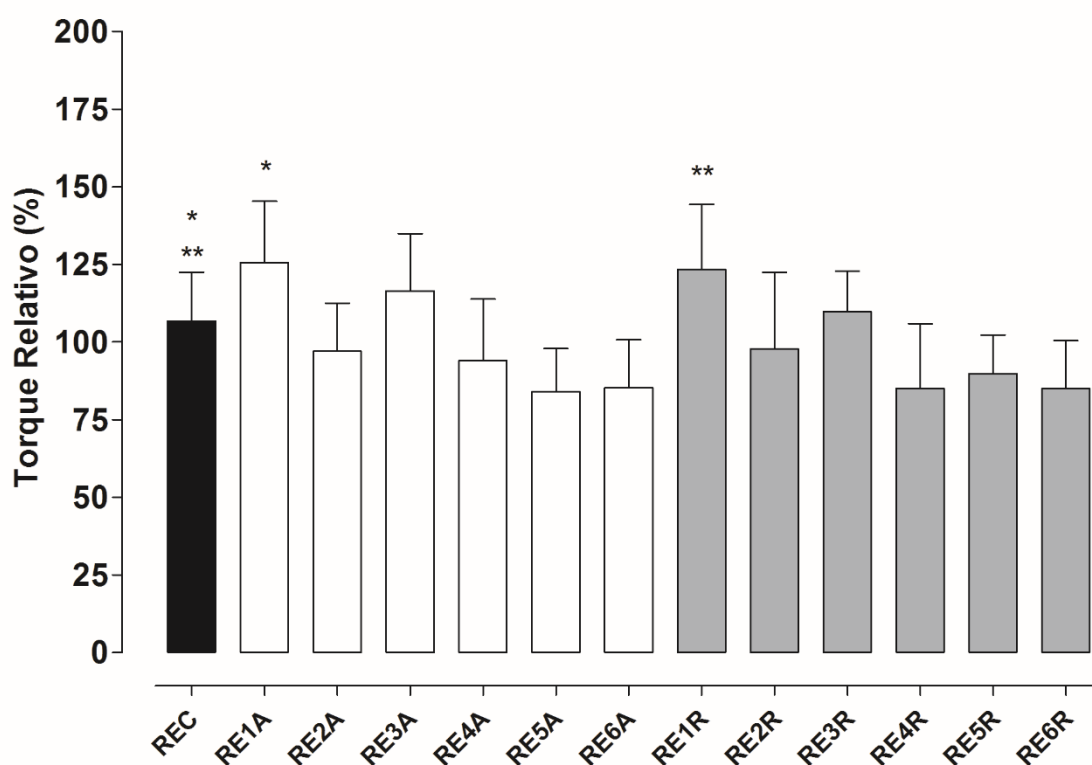
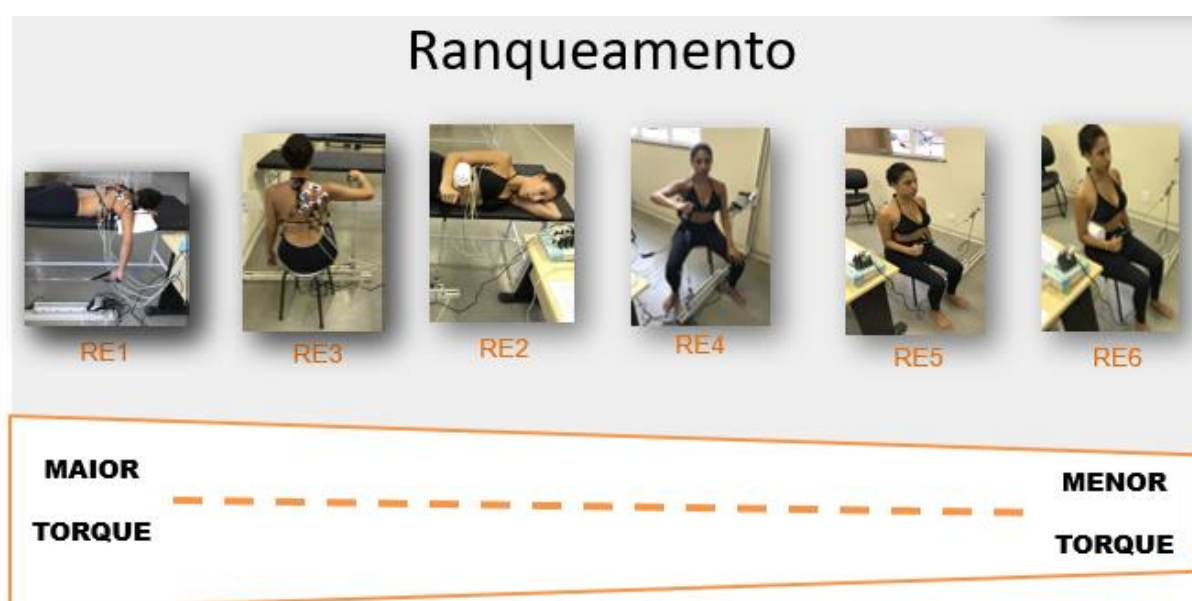


Figura 7 – Torque relativo da rotação externa controle e das doze variações de rotação externa

Legenda: Média ( $\pm$  DP) do torque relativo ( $\tau\%$ ) comparando as condições de rotação externa (RE1A - RE6R com escápula em posição anatômica), (RE1R - RE6R com escápula em posição de retração) e a média da rotação controle (REC). As condições RE1A\* e RE1R\*\* ( $p=0,0280$ ) apresentaram maior  $\tau\%$  comparada a REC ( $p<0,0041$ ). Não foram observadas diferenças estatísticas entre as rotações com a escápula na posição anatômica e na posição de retração ( $p>0,0001$ ).



Fonte: Arquivo dos pesquisadores

Figura 8 - Ranqueamento do torque relativo ( $\tau\%$ ) para cada condição de rotação externa

### 3.3 Atividade Muscular

Na análise dos trapézios, observamos que o músculo trapézio superior ( $F_{12,377} = 77,816$ ,  $p < 0,001$ ) apresentou maior amplitude do sEMG nas condições de RE com ombro abduzido a  $90^\circ$ , sendo está relacionada com as condições RE1A, RE3A seguida da RE4A, e suas respectivas condições com a escápula na posição de retração RE1R, RE3R, RE4R, quando comparada a condição de REC e as demais rotações. As condições RE1A (*RE em prono com ombro abduzido  $90^\circ$  com a escápula na posição anatômica*) e RE3A (*RE na postura sentada com ombro abduzido a  $90^\circ$  com a escápula na posição anatômica*), as quais encontramos maior valor ( $\tau\%$ ), apresentaram diferença significativa quando comparadas à REC e as demais condições ( $p < 0,0076$ ). Assim como as suas respectivas posições com a escápula retraída, RE1R e RE3R, que também desenvolveram maior torque, apresentaram diferença significativa comparada a REC ( $p < 0,001$ ). Porém ao analisarmos os pares (RE1A, RE1R, e RE3A, RE3R) não observamos diferença significativa quanto ao posicionamento escapular entre os mesmos ( $p = 1,0000$ ) (Figura 9).

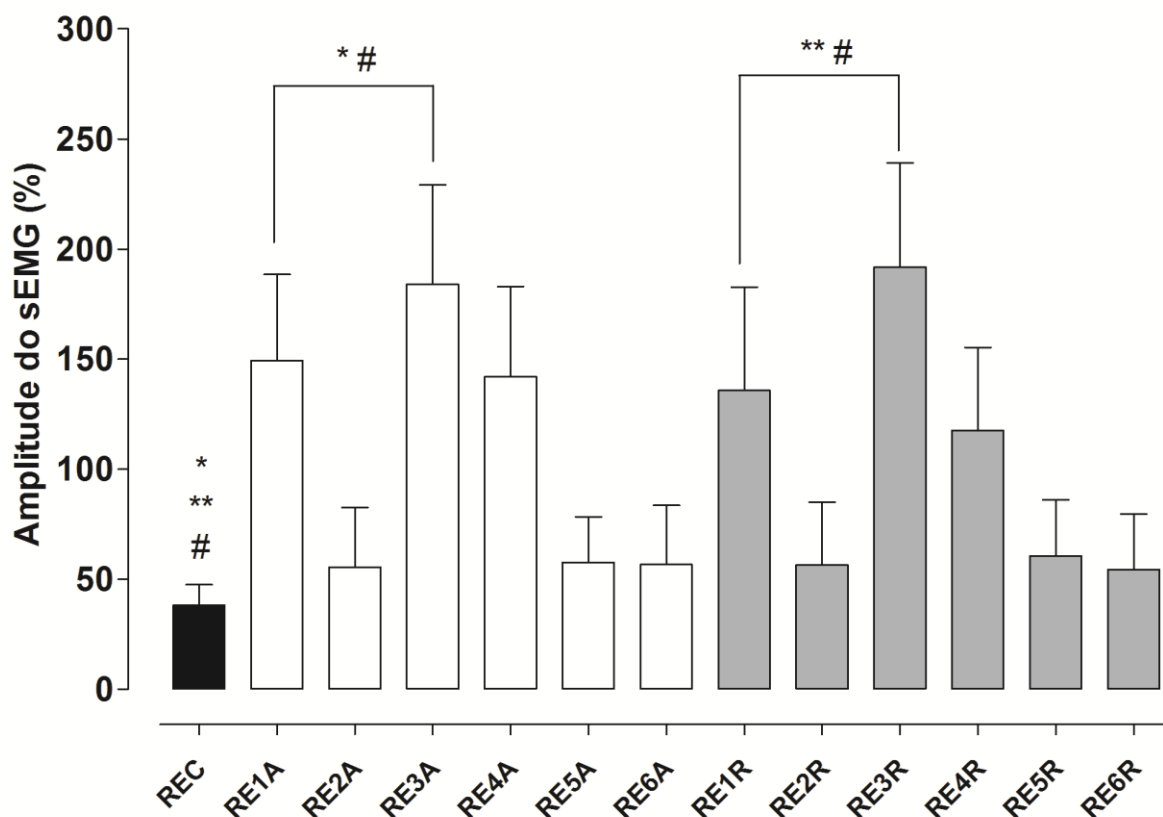


Figura 9 – Amplitude do sinal eletromiográfico (sEMG) do músculo trapézio superior em cada condição de rotação externa

Legenda: Média ( $\pm$  DP) do EMGs comparando as condições de rotação externa (RE1A - RE6A com escápula em posição anatômica), (RE1R - RE6R com escápula em posição de retração) e a média da rotação controle (REC). As condições RE1A\* e RE3A\* apresentaram maior amplitude do sEMG comparada a REC<sup>#</sup> ( $p<0,0076$ ). As condições RE1R e RE3R com a escápula na posição de retração demonstraram maior amplitude sEMG comparada a REC<sup>#</sup> ( $p<0,001$ ).

O músculo trapézio médio ( $F_{12, 377}=22,500$ ,  $p<0,001$ ) apresentou maior amplitude do sEMG nas condições de rotação externa com o ombro abduzido 90° com a escápula na posição anatômica, representada pelas condições RE1A, RE2A, RE3A quando comparada com a REC, ( $p<0,0016$ ), e nas demais condições de rotação externa com a escápula também na posição anatômica RE5A e RE6A com o ombro abduzido 0° com e sem rolo de toalha respectivamente, comparada a REC ( $p<0,0005$ ). Assim como nas respectivas condições com a escápula na posição de retração, observamos que a RE1R, RE2R e RE3R com o ombro abduzido 90° e comparada a REC, apresentaram maior amplitude sEMG ( $p<0,0023$ ), e as demais rotações RE5R e RE6R também mantiveram maior amplitude ( $p<0,001$ ). Quando comparamos os pares de rotação em relação ao posicionamento escapular não observamos diferença significativa no padrão de recrutamento do músculo TM ( $p=1,0000$ ) (Figura 10).

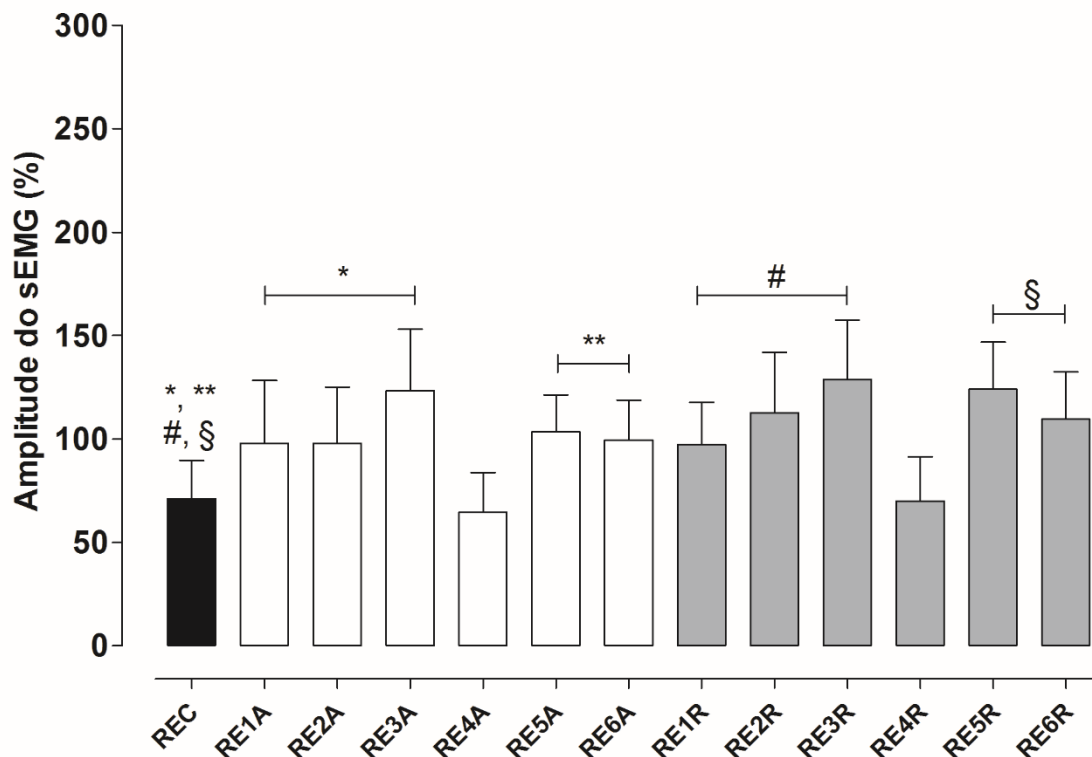


Figura 10 – Amplitude do sinal eletromiográfico (sEMG) do músculo trapézio médio em cada condição de rotação externa

Legenda: Média ( $\pm$  DP) do sEMG comparando as condições de rotação externa (RE1A - RE6A com escápula em posição anatômica), (RE1R - RE6R com escápula em posição de retração) e a média da rotação controle (REC). As condições RE1A, RE2A e RE3A\* apresentaram maior amplitude do sEMG

comparada a REC ( $p<0,0016$ ), RE5A e RE6A\*\* ( $p<0,0005$ ), ambas com a escápula na posição anatômica. E as condições RE1R<sup>#</sup>, RE2R<sup>#</sup> e RE3R<sup>#</sup> ( $P<0,0023$ ), RE5R e RE6R todas com a escápula na posição de retração também demonstraram maior amplitude sEMG comparada a REC ( $p<0,001$ ).

Quando analisamos a atividade do músculo trapézio inferior ( $F_{12,377} = 6,1292$ ,  $p<0,001$ ) na condição em que encontramos maior torque, observamos maior amplitude do sEMG na condição de RE1R (*RE em prono com ombro abduzido 90° com a escápula na posição de retração*) quando comparada com a condição RE1A (*RE em prono com ombro abduzido 90° com a escápula na posição anatômica*) sendo ( $p<0,0002$ ). As condições que demonstraram amplitude do sEMG significativamente maiores quando comparadas a REC foram a RE1R, RE2R e RE5R (*RE em prono com ombro abduzido 90°, Rotação externa em decúbito lateral com rolo de toalha e Rotação externa na postura sentada com ombro em posição neutra todas com a escápula na posição de retração, respectivamente*) ( $p<0,0013$ ). Embora não tenha havido diferença significativa entre os demais pares de rotação externa, podemos mencionar uma diferença média relativa no sEMG de aproximadamente 14% com a escápula na posição de retração em relação a posição anatômica (Figura 11).

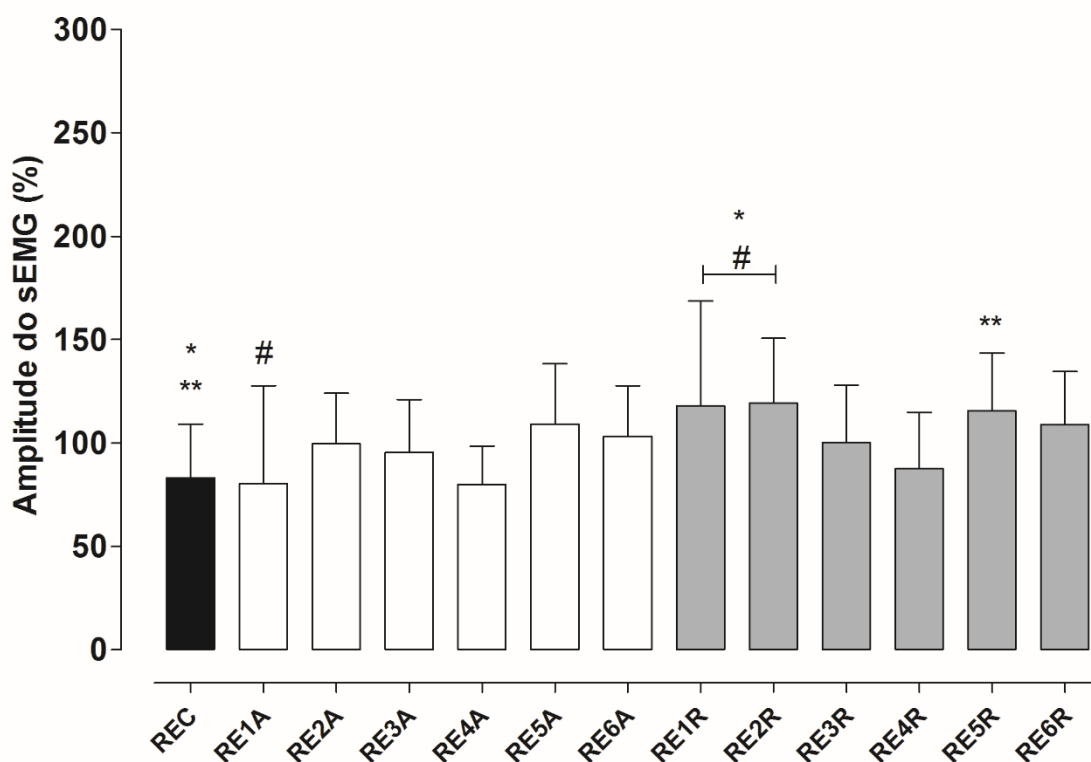


Figura 11 – Amplitude do sinal eletromiográfico (sEMG) do músculo trapézio inferior em cada condição de rotação externa

Legenda: Média ( $\pm$  DP) do sEMG comparando as condições de rotação externa (RE1A - RE6A com escápula em posição anatômica), (RE1R – RE6R com escápula em posição de retração) e a média da

rotação controle (REC). As condições RE1R<sup>#</sup> com escápula retraída, apresentou maior amplitude sEMG quando comparada a RE1A<sup>#</sup> com a escápula em posição anatômica ( $p<0,0002$ ). As condições RE1R<sup>#</sup>, RE2R<sup>#</sup> e RE5R<sup>\*\*</sup> apresentaram maior amplitude do sEMG comparada a REC ( $p<0,0013$ ).

O músculo serrátil anterior ( $F_{12,377}=8,7902$ ,  $p<0,001$ ) apresentou maior amplitude de sEMG nas condições que requeririam abdução do ombro em 90°, como a RE1A, RE3A e RE4A e nas suas respectivas condições com a escápula na posição de retração RE7R, RE9R, RE10R (*RE em prono com ombro abduzido 90°, RE na postura sentada com ombro abduzido a 90°, Rotação externa no plano escapular com ombro abduzido 90° na posição anatômica e retraída, respectivamente*). As condições que apresentaram diferenças significativas na amplitude do sEMG comparadas à REC, foram RE1A ( $p<0,0290$ ), RE3A ( $p<0,001$ ) e RE4A ( $p<0,001$ ) e as condições com a escápula retraída RE3R ( $p<0,001$ ), RE4R ( $p<0,001$ ) (Figura 12).

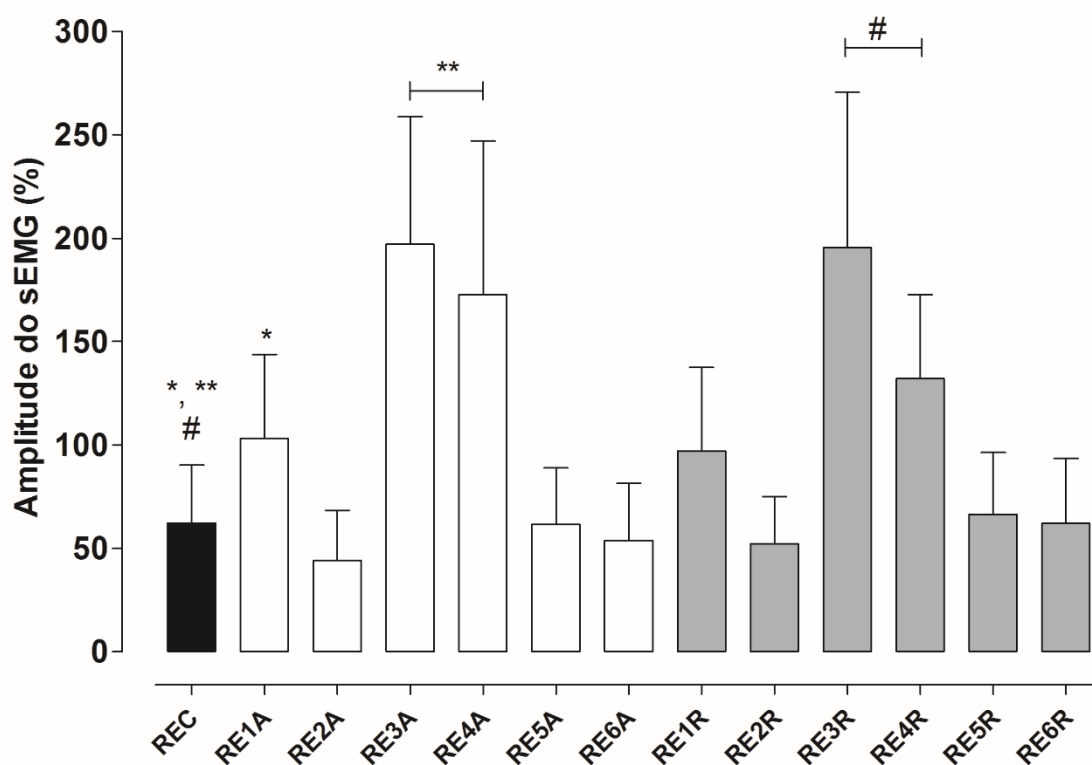


Figura 12 – Amplitude do sinal eletromiográfico (sEMG) do músculo serrátil anterior em cada condição de rotação externa

Legenda: Média ( $\pm$  DP) do sEMG comparando as condições de rotação externa (RE1A - RE6A com escápula em posição anatômica), (RE1R - RE6R com escápula em posição de retração) e a média da rotação controle (REC). As condições RE1A\*, RE3A e RE4A\*\* com escápula na posição anatômica apresentaram maior amplitude sEMG quando comparada a REC ( $p<0,0290$ ;  $p<0,0000$ ;  $p<0,001$ , respectivamente), e as condições RE3R e RE4R<sup>#</sup> com a escápula em posição retraída também apresentaram maior amplitude do sEMG comparada a REC ( $p<0,001$ ).

Ao analisarmos a amplitude do sEMG do músculo infraespinhal ( $F_{12,377}=8,7902$ ,  $p<0,001$ ) nas condições RE1A e RE1R (*RE em prono com ombro abduzido 90° com a escápula*



na posição anatômica e na posição de retração, respectivamente), e na RE3A e RE9R (*RE na postura sentada com ombro abduzido a 90° com a escápula na posição anatômica e na posição de retração, respectivamente*), as quais já declaramos maior geração de  $\tau$ % observamos menor atividade eletromiográfica comparada a REC ( $p < 0,001$ ), apresentando possível vantagem mecânica nessas condições quando comparada as demais. Todas as condições com a escápula na posição retraída apresentaram diferença significativa quando comparada a REC ( $p < 0,0278$ ) (Figura 13).

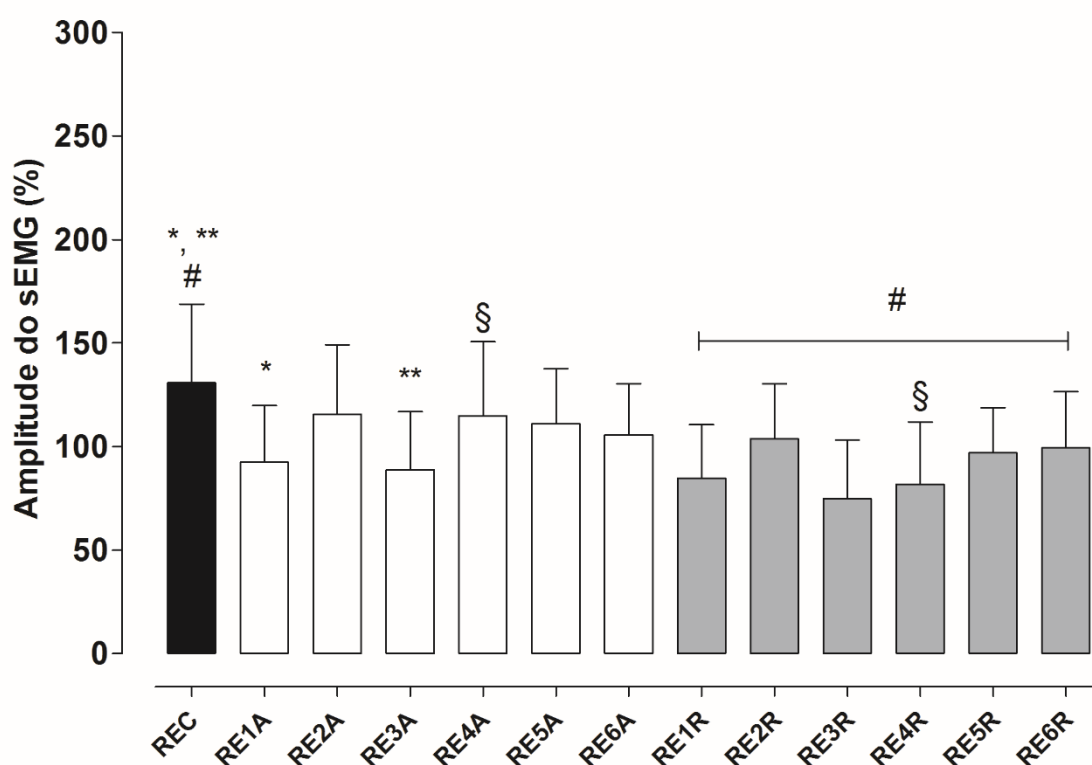


Figura 13 – Amplitude do sinal eletromiográfico (sEMG) do músculo infraespinhal em cada condição de rotação externa

Legenda: Média ( $\pm$  DP) do sEMG comparando as condições de rotação externa (RE1A - RE6A com escápula em posição anatômica), (RE1R - RE6R com escápula em posição de retração) e a média da rotação controle (REC). As condições RE1A\*, RE3A com escápula na posição anatômica apresentaram menor amplitude sEMG quando comparada a REC ( $p < 0,001$ ) e todas as condições com a escápula na posição de retração (RE1R, RE2R, RE3R, RE4R, RE5R, RE6R<sup>#</sup>) apresentaram diferença significativa quando comparada a condição REC ( $p < 0,0278$ ).

O músculo redondo menor ( $F_{12,377}=5,4597$ ,  $p < 0,001$ ) demonstrou maior amplitude do sEMG na condição de RE4A (*RE no Plano escapular com ombro abduzido a 90° com a escápula na posição anatômica*), apresentando diferença significativa quando comparada a REC ( $p < 0,0004$ ), RE1A, RE2A ( $p < 0,0003$ ), RE6A, RE1R, RE2R e RE3R ( $p < 0,0340$ ) além da RE5R e RE6R ( $p < 0,0014$ ). Na análise do posicionamento escapular da condição RE4A e RE4R, não observamos diferença significativa entre os pares ( $p = 0,3996$ ) (Figura 14).

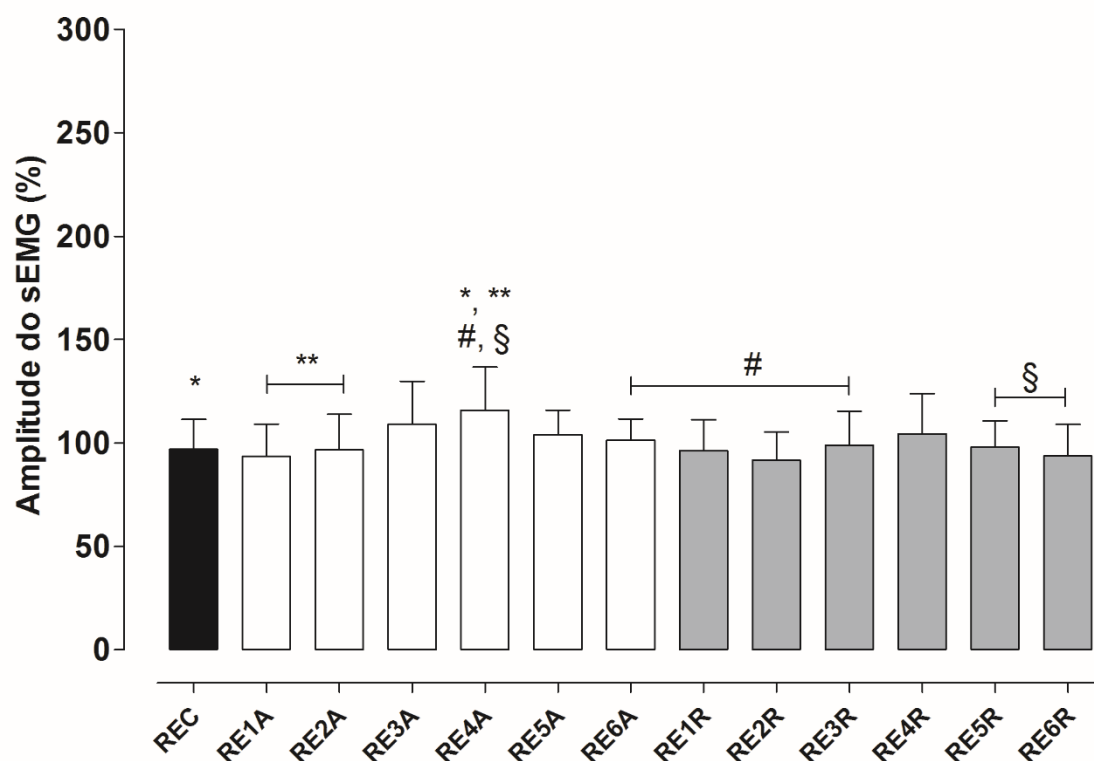


Figura 14 – Amplitude do sinal eletromiográfico (sEMG) do músculo redondo menor em cada condição de rotação externa.

Legenda: Média ( $\pm$  DP) do sEMG comparando as condições de rotação externa (RE1A - RE6A com escápula em posição anatômica), (RE1R - RE6R com escápula em posição de retração) e a média da rotação controle (REC). A condição RE4A apresentou maior amplitude sEMG comparada a condição REC\* ( $p < 0,0004$ ), RE1A, RE2A\*\* ( $p < 0,0003$ ), RE6A, RE1R, RE2R, RE3R# ( $p < 0,0340$ ) e RE5R e RE6R§ ( $p < 0,0014$ ).

## 4 DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar o perfil de recrutamento em relação ao torque isométrico dos músculos IS e RM, além dos músculos escapulotorácicos (TS, TM, TI e SA) em doze exercícios de rotação externa do ombro, sendo seis com a escápula na posição anatômica e os mesmos seis com a escápula na posição de retração, comparados a uma condição de rotação externa controle.

### 4.1 Torque ( $\tau\%$ )

O movimento articular depende da força que os músculos produzem e da distância em que essa força é aplicada em relação ao eixo de rotação da articulação e da relação comprimento x tensão dos músculos envolvidos, descrevendo o torque muscular gerado pelos músculos durante o movimento articular (GORDON et al., 1966; KUECHLE et al., 2000). Tendo em vista que a RE é um dos exercícios de fortalecimento mais importante nos programas de reabilitação do ombro, uma variação no plano de movimento em que o exercício é executado pode produzir mudança no comportamento do torque, gerando sobrecarga ao tecido músculo-tendíneo, entendimento esse relevante para a prescrição de exercícios durante a reabilitação (WILK et al., 2002).

A literatura descreve que a posição preferencial para uma maior produção de torque e força máxima dos músculos IS e RM é em 30° de RI, por manter os mesmo em uma posição ideal na curva comprimento-tensão (KAPANDJI, 2000; HUGHES et al., 1999), sendo esta adotada no presente estudo como posição controle para comparação das demais condições de rotação externa. Porém, no presente estudo, a mesma quando realizada em contração isométrica máxima através de um transdutor de força, tipo célula de carga, não apresentou maior torque muscular e consequentemente, maior vantagem mecânica dos rotadores externos quando comparada às demais condições de rotação externa.

No estudo de Mahnic de Toledo et al. (2008), os autores observaram que a rotação externa executada através de um dinamômetro isocinético no plano transversal atingiu o seu pico de torque aproximadamente em 28° de RI. Esses achados corroboram com os do presente estudo no qual a condição em que o músculo IS apresentou maior atividade eletromiográfica foi exatamente na REC, executada no plano transversal com 30° de RI, porém em contração isométrica. Ao analisarmos o comportamento do  $\tau\%$  da REC, observamos menor geração de torque quando comparada as variações da rotação externa, sendo que as condições em que o

ombro era mantido em 90° de abdução apresentaram maior geração de torque, possivelmente por permitir uma melhor relação comprimento-tensão dos rotadores externos. Esse entendimento torna-se relevante do ponto de vista clínico no qual a RE em prono com ombro abduzido 90° com a escápula na posição anatômica ou na posição retraída demonstrada pelas condições (RE1A e RE1R) sugere possível vantagem mecânica dos rotadores externos, podendo ser indicada nas fases iniciais do fortalecimento pós reparo artroscópico de lesão do manguito rotador devido menor exigência na junção miotendínea dos músculos reparados.

#### 4.2 Contribuição dos Músculos Escapulotorácicos para o Ombro

O posicionamento escapular durante os seis exercícios com a escápula na posição de retração, quando comparado aos mesmos seis exercícios com a escápula na posição anatômica, não apresentou diferença significativa durante a rotação externa, exceto entre as condições na qual a rotação foi executada com o ombro em 90° de abdução no plano escapular. A execução do movimento no plano escapular é descrita na literatura como plano ideal para análise da força dos músculos rotadores do ombro por permitir que a cápsula inferior permaneça relaxada, ocorrendo máxima coaptação entre a cabeça umeral e a glenóide (MACDERMID et al., 2004).

O recrutamento eficiente da musculatura escapular é essencial para o desempenho ideal das tarefas realizadas acima de 90° com o MS, assim como nas atividades de arremesso e demais atividades esportivas (COOLS et al., 2014). Sendo assim, analisamos as três partes do músculo trapézio (TS, TM e TI), e o SA, importantes no controle e no movimento coordenado da escápula durante os movimentos do MS, e encontramos maior atividade do TS e do TM nas rotações com o ombro abduzido 90° descritas pelas condições RE3A e RE3R seguida da RE1A e RE1R, não demonstrando diferença no perfil de recrutamento em relação ao posicionamento escapular.

A posição escapular tem sido foco de estudo, uma vez que padrões anormais do posicionamento e movimento escapular tem se relacionado à dor e diminuição da função do ombro, como nos casos de discinese escapular e SIS (KIBLER et al., 2013; LUDEWIG et al., 2011). Com isso, os exercícios de retração escapular têm parecido úteis para o treinamento da coordenação neuromuscular em indivíduos com patologias do MR e disfunções escapulares por promoverem baixos níveis de ativação do músculo trapézio superior em comparação com o músculo trapézio inferior (COOLS et al., 2013; DE MEY et al., 2013). No presente estudo, as condições em que encontramos menor atividade do TS foram a REC, RE2A, RE5A e RE6A (*Rotação externa controle, Rotação externa em decúbito lateral com rolo de toalha, Rotação*

*externa na postura sentada com ombro em posição neutra e Rotação externa na postura sentada com ombro em posição neutra e rolo de toalha com a escápula em posição anatômica*) e suas respectivas condições (RE2R; RE5R e RE6R) com a escápula na posição de retração.

Durante o processo de reabilitação de indivíduos com tendência a hiperatividade do TS e que apresentam dor referida no compartimento anterior do ombro, geralmente no processo coracóide e alterações no posicionamento e ritmo escapular como nos casos de discinese escapular, torna-se oportuna a escolha de exercícios que promovam menor atividade do músculo TS, e maior atividade do músculo TI conforme sugerido por COOLS et al. (2007). No presente estudo as condições com maior atividade eletromiográfica do TI foram a RE2R em DL com rolo de toalha, RE1R em prono com 90° de abdução do ombro seguida da RE5R sentada com o ombro em neutro, ambas descritas igualmente por apresentarem menor atividade do músculo TS, conforme também apresentado por ALIZADEHKHAIYA et al. (2015) e REINOLD et al. (2004).

O músculo SA também desempenha um papel substancial na manutenção do ritmo escapular normal, contribuindo para todos os componentes do movimento tridimensional escapular (rotação superior, inclinação posterior e rotação externa) durante a elevação do braço (LUDEWIG et al., 2011). Uma atividade insuficiente do SA, quando combinada com uma hiperatividade do TS e uma hipoatividade do TI, pode levar a um movimento escapular anormal, podendo comprometer a função normal do ombro devido à elevação excessiva da escápula (COOLS et al., 2007; LUDEWIG et al., 2011). Na presença de desequilíbrio dos músculos escapulares, exercícios que ativam seletivamente os músculos SA e TI juntamente com os rotadores externos, têm sido descritos como componentes-chave para melhora da dor e da função do ombro (STAKER et al., 2019).

No presente estudo, encontramos uma ativação marcadamente maior do SA nas variações de RE com o ombro abduzido 90° no plano sagital e escapular, seguida da condição de RE em prono com o ombro abduzido 90°, corroborando com os achados de ALIZADEHKHAIYA et al. (2015), os quais descrevem maior ativação do SA nas posições de RE com o ombro abduzido 90° e RE em prono com o ombro abduzido 90°.

A condição de RE em prono com 90° de abdução tem sido relatada como a posição ideal para a ativação do SA devido o mínimo envolvimento do TS (KIBLER et al., 2008), corroborando com os achados do presente estudo, no qual a posição relatada como RE1A e sua respectiva condição RE7R, apresentaram maior vantagem mecânica para o IS e RM, com menor ativação do TS quando comparadas às demais condições com o ombro abduzido 90°.

A ativação do manguito posterior representada pelos músculos IS e RM é fundamental durante as atividades de arremesso e demais tarefas para o desenvolvimento de força no ombro sem que ocorra impacto na região subacromial (ESCAMILLA et al., 2009; MARTA et al., 2013). No presente estudo, foi observada uma tendência para maior ativação do músculo IS nas condições em que não requereriam abdução do ombro em 90°, como a própria condição REC e RE2A em DL com rolo de toalha, seguida das condições de RE sentado com ombro neutro e com rolo de toalha, representado por RE5A e RE6A, seguida das suas respectivas condições com a escápula na posição anatômica. Os estudos de REINOLD et al. (2004) e ALIZADEHKHAIYA et al. (2015) encontraram maior atividade eletromiográfica do IS nas condições de RE em prono com 90° de abdução, seguida da posição em decúbito lateral com rolo de toalha, porém, em todas as análises foram utilizados pesos livre como halteres em contrações dinâmicas, o que confronta os achados do presente estudo, no qual a RE em prono com 90° de abdução foi a que demonstrou maior vantagem mecânica, com menor atividade do IS e maior comportamento do torque em contração isométrica.

A análise do padrão de atividade elétrica dos músculos do MR e cintura escapular por meio da EMGs tem sido um método amplamente validado durante a realização de exercícios propostos nos protocolos cinesioterapêuticos (LUDEWIG et al., 2000; EKSTROM et al., 2003; REINOLD et al., 2004; COOLS et al., 2007; EBAUGH et al., 2010; CRICCHIO et al., 2011; ALIZADEHKHAIYA et al., 2015). Porém encontramos limitações inerente ao uso de EMGs e, mais especificamente o uso de eletrodos de superfície para determinar a atividade dos músculos do manguito rotador como do IS e RM (WAITE et al., 2010) assim como do SA (HACKETT et al., 2014). As precauções foram tomadas seguindo as prescrições do SENIAM pela máxima padronização e precisão descrita na literatura para os músculos IS (PONTILLO et al., 2007; UHL et al., 2003), RM (MARTA et al., 2013) e SA (DECKER et al., 1999; KIBLER et al., 2008).

No presente estudo, analisamos o recrutamento muscular durante a contração isométrica, o que pode apresentar limitações, uma vez que realizamos o janelamento de um perfil muito específico da contração isométrica máxima. Estudos futuros no qual seja realizada análise do comportamento do torque com análise da atividade eletromiográfica em grupos de indivíduos sintomáticos e assintomáticos, com idades e patologias variadas como lesão do MR ou SIS, devem ser realizados por apresentar importante relevância clínica.

## 5 CONCLUSÃO

O presente estudo teve como objetivo a caracterização do perfil de recrutamento muscular de seis diferentes músculos (IS, RM, TS, TM TI e SA) bem como do torque gerado em exercícios de RE comumente adotados na prática clínica. A condição de REC não foi observada como aquela mais eficiente do ponto de vista biomecânico, sendo que a condição que demonstrou maior geração de torque muscular isométrico com possível eficiência biomecânica foi a RE em prono com ombro abduzido 90° tanto com a escápula na posição anatômica, quanto na posição de retração, representada por RE1A/RE1R, apresentando menor atividade eletromiográfica dos músculos rotadores externos motores primários, além de menor percepção de esforço, representada pela escala de borg.

Tais considerações são importantes para auxiliar fisioterapeutas e treinadores na seleção de exercícios com base nos fundamentos biomecânicos, com informações para a prescrição de exercícios de rotação externa durante a reabilitação como nos casos de reparo artroscópico do MR, tendinopatias e disfunções do movimento escapular.

Outro aspecto relevante, é que o presente estudo se difere dos demais por ter considerado o comportamento do torque muscular, além do perfil de recrutamento dos músculos do MR, trapézios e SA, tendo em vista que os estudos existentes realizaram caracterização dos exercícios de RE utilizando normalmente como carga externa peso livre, o que confere a estes grande limitação por ignorar as variáveis biomecânicas relacionadas ao torque muscular.

## REFERÊNCIAS

1. ALIZADEHKHAIYAT, O.; HAWKES, D.H.; KEMP, G.J.; FROSTICK S.P.; Electromyographic analysis of the shoulder girdle musculature during external rotation Exercises. **The Orthopaedic Journal of Sports Medicine**, v.3, n.11, p.1-9, 2015.
2. BERGMAN, S.; et al. Chronic musculoskeletal pain, prevalence rates, and sociodemographic associations in a Swedish population study. **Journal Rheumatology**, v.28, n.6, p.1369-1377, 2001.
3. BOETTCHER, C.E.; GINN, K.A.; CATHERS, A. Which is the Optimal Exercise to Strengthen Supraspinatus? **Journal of the American College of Sports Medicine**, v.41, n.11, p.1979-1983, 2009.
4. BORG, G. Escalas de Borg para a Dor e o Esforço Percebido. São Paulo: **Manole**; 1º edição, 2000.
5. COOLS, A. M.; STRUY, F.; DE MEY, K.; MAENHOUT, A.; CASTELEIN, B.; CAGNIE, B. Rehabilitation of scapular dyskinesis: from the office worker to the elite overhead athlete. **British Journal Sports Medicine**, v.48, p. 692–697, 2014.
6. COOLS, A.M.; DEWITTE, V.; LANSZWEERT, F.; NOTEBAERT, D.; ROETS, A.; SOETENS, B.; CAGNIE, B.; WITVROUW, E. Rehabilitation of Scapular Muscle Balance: Which Exercises to Prescribe? **American Journal of Sports Medicine**, v.35, n.10, p.1744-1751, 2007.
7. CRICCHIO, M.; FRAZER, C. Scapulothoracic and Scapulohumeral Exercises: A Narrative Review of Electromyographic Studies. **Journal of Hand Therapy**, v.24, p.322-334, 2011.
8. DE LUCA, C.J.; GILMORE, L.D.; KUZNETSOV, M; ROY, S.H. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. **Journal of Biomechanics**, v.43, n.8, p.1573-1579, 2010.
9. DE MEY, K; DANNEELS, L; CAGNIE, B; BOSCH, LV; FLIER, J; COOLS, AM. Kinetic chain influences on upper and lower trapezius muscle activation during eight variations of a scapular retraction exercise in overhead athletes. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v.16, p. 65-70, 2013.
10. DE MEY, K; DANNEELS, L; CAGNIE, B; COOLS, A.M. Scapular Muscle Rehabilitation Exercises in Overhead Athletes with Impingement Symptoms. Effect of a 6-Week Training Program on Muscle Recruitment and Functional Outcome. **American Journal of Sports Medicine**, v.40, n.8, p.1906-1915, 2012.
11. DECKER, M.J.; HINTERMEISTER, R.A.; FABER, K.J.; HAWKINS, R.J. Serratus anterior muscle activity during selected rehabilitation exercises. **American Journal of Sports Medicine**, v.27, n.6, p.784-791, 1999.



- 12.DURNIN, J.V.; RAHAMAN, M.M. The assessment of the amount of fat in the human body from measurements of skinfold thickness. **British Journal of Nutrition**, v.21, n.3, p.681-689, 1967.
- 13.EBAUGH, D.D; SPINELLI, B.A. Scapulothoracic motion and muscle activity during the raising and lowering phases of an overhead reaching task. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.20, p. 199–205, 2010.
- 14.EKSTROM, R.A.; DONATELLI, R.A.; SODERBERG, G.L. Surface Electromyographic Analysis of Exercises for the Trapezius and Serratus Anterior Muscles. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.33, n.5, p. 247-258, 2003.
- 15.ESCAMILLA, R.F.; YAMASHIRO, K.; PAULO, L; ANDREWS, J.R. Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. **Sports Medicine**, v.39, n.8, p.663-685, 2009.
- 16.FAUL, F., ERDFELDER, E., LANG, A.-G., & BUCHNER, A. G\*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. **Behavior Research Methods**, v.39, p.175-191, 2007.
- 17.GORDON, A.M.; HUXTEY, A.F.; JITLIAN, F.J. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. **Journal Physiology**, v.184, p. 170-192, 1966.
- 18.HACKETT, L; REED, D; HALAKI, M; GINN, K.A. Assessing the validity of surface electromyography for recording muscle activation patterns from serratus anterior. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.24, n.2, p.221-227, 2014.
- 19.HALLAL, P.C., DUMITH, S.C., BASTOS, J.P., REICHERT, FF., SIQUEIRA, F.V., AZEVEDO, M.R. Evolução da pesquisa epidemiológica em atividade física no Brasil: revisão sistemática. **Revista de Saúde Pública**, v.41, n.3, p.453-460, 2007.
- 20.HERMENS, H.J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.10, n.5, p. 361–374, 2000.
- 21.HUGHES, R.E.; JOHNSON, M.E.; O'DRISCOLL, S.W.; Kai-Nan An. Age-related changes in normal isometric shoulder strength. **American Journal of Sports Medicine**, v.27, n.5, p.651-657, 1999.
- 22.JONES, M.M. International Standards for Anthropometric Assessment. **The International Society for the Advancement of Kinanthropometry**. 2001.
- 23.KAPANDJI, A.I. Fisiologia articular - Vol. 2: Esquemas comentados de mecânica humana. São Paulo: Editora Panamericana, 2000.
- 24.KIBLER, W.B.; LUDEWIG, P.M.; MCCLURE, P.W.; MICHENER, L.A.; BAK, K.; SCIASCIA, A.D. Clinical implications of scapular dyskinesis in shoulder injury: the 2013 consensus statement from the ‘scapular summit.’ **British Journal of Sports Medicine**, v.47, n.14, p.877– 885, 2013.

- 25.KIBLER, W.B.; SCIASCIA, A.D.; WILKES, T. Scapular Dyskinesis and Its Relation to Shoulder Injury. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v.20, p.364-372, 2012.
- 26.KLINTBERG, I.H.; A.M.J.; HOLMGREN, T.; HOLZHAUSEN, AC.G.; KAJSA JOHANSSON, K.; MAENHOUT, A.G.; MOSER, J.S.; SPUNTON, V.; GINN, K. Consensus for physiotherapy for shoulder pain. **International Orthopaedics**, v.39, n.4, p.715-720, 2015.
- 27.KUECHLE, D.K.; NEWMAN, S.R.; ITOI, E.; NIEBUR, G.L.; MORREY, B.F.; Kai-Nan An. The relevance of the moment arm of shoulder muscles with respect to axial rotation of the glenohumeral joint in four positions. **Clinical Biomechanics**, v.15, n.5, p.322-329, 2000.
- 28.KUMAR, M; SANJAY, S; SOAMI, D.V. Electromyographic analysis of selected shoulder muscles during rehabilitation exercises. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**, v.1, p.1-8, 2018.
- 29.LEWIS J. Rotator cuff related shoulder pain: Assessment, management and uncertainties. **Manual Therapy**, v.23, p.57-68, 2016.
- 30.LUDEWIG, P.M. The Effect of Tactile and Verbal Guidance During Scapulothoracic Exercises: an EMG and Kinematic Investigation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.10, p.1-31, 2019.
- 31.LUDEWIG, P.M.; BRAMAN, J.P. Shoulder Impingement: Biomechanical Considerations in Rehabilitation. **Manual Therapy**, v.16, n.1, p. 33–39, 2011.
- 32.LUDEWIG, P.M.; COOK, T.M. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. **Physical Therapy**, v.80, n.3, p.276–291, 2000.
- 33.LUGO, R.; KUNG, P.; MA, C.B. Shoulder biomechanics. **European Journal of Radiology**, v.68, n.1, p.16-24, 2008.
- 34.LUIME, J.J.; KOES, B.W.; HENDRIKSEN, I.J.; BURDORF, A.; VERHAGEN, A.P.; MIEDEMA, H.S.; VERHAAR, J.A. Prevalence and incidence of shoulder pain in the general population; a systematic review. **Scandinavian Journal of Rheumatology**, v.33, n.2, p.73-81, 2004.
- 35.MACDERMID, J.C.; RAMOS, J.; DROSDOWECH, D.; FABER, K.; PATTERSON, S. The impact of rotator cuff pathology on isometric and isokinetic strength, function, and quality of life. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v.13, n.6, p.593-598, 2004.
- 36.MARTA, S.M.A.; CORREIA, P.L.C.; FERNANDES, O.J.S.M.; CARITA, A.I.; CABRI, J.M.H.; MORAES, A.C. Electromyographic analysis of posterior deltoid, posterior rotator cuff and trapezius musculature in different shoulder exercises. **International Sports Medicine Journal**, v.14, n.1, p.11-26, 2013.
- 37.MATSUDO, S.; ARAUJO, T.; MASTSUDO, V.; ANDRADE, D.; ANDRADE, E.; OLIVEIRA, L.C.; BRAGGION, G. Questionário internacional de atividade física (IPAQ):

Estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saude**, v.6, p.5-18, 2001.

38.MAYROVITZ, H.N.; SIMS, N.; HILL, C.J.; HERNANDEZ, T.; GREENSHNER, A.; DIEP, H. Hand volume estimates based on a geometric algorithm in comparison to water displacement. **Lymphology**, v.39, n.2, p.95-103, 2006.

39.MEROLLO, G.; DE SANTIS, E.; CAMPI, F.; PALADINI, P.; PORCELLINI, G. Infrapinatus scapular retraction test: a reliable and practical method to assess infrapinatus strength in overhead athletes with scapular dyskinesis. **Journal Orthopaedics and Traumatology**, v.11, p.105-10, 2010.

40.OATIS, CA. Cinesiologia: a mecânica e a patomecânica do movimento humano. 2.ed, São Paulo: Barueri, Manole, 2014.

41.PONTILLO, M.; ORISHIMO, K.F.; KREMENIC, I.J.; MCHUGH, M.P.; MULLANEY, M.J.; TYLER, T. Shoulder musculature activity and stabilization during upper extremity weight-bearing activities. **North American Journal of Sports Physical Therapy**, v.2, n.2, p. 90-96, 2007.

42.REINOLD, M.M.; et al. Electromyographic Analysis of the Rotator Cuff and Deltoid Musculature During Common Shoulder External Rotation Exercises. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v.34, n.7, p.385-394, 2004.

43.SENIAM. Surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles. <http://www.seniam.org>. Accessed Agosto 2017.

44.STAKER, J.L.; EVANS, A.J.; JACOBS, L.E.; EBERT, T.P.; FESSLER, N.A.; SAINI, G.; LUDEWIG, P.M. The Effect of Tactile and Verbal Guidance During Scapulothoracic Exercises: an EMG and Kinematic Investigation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.10, p.1-31, 2019.

45.TOLEDO, J.M.; KRUG, R.C.; CASTRO, M.P.; RIBEIRO, D.C.; LOSS, J.F. Torque and force production during shoulder external rotation: differences between transverse and sagittal planes. **Journal of Applied Biomechanics**, v.24, n.1, p.51-57, 2008.

46.UHL, T.L.; CAVER, T.J.; MATTACOLA, C.G.; MAIR, S.D.; NITZ, A.J. Shoulder Musculature Activation During Upper Extremity Weight-Bearing Exercise. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.33, n.3, p.109-117, 2003.

47.WAITE, D.L.; BROOKHAM, R.L.; DICKERSON, C.R. On the suitability of using surface electrode placements to estimate muscle activity of the rotator cuff as recorded by intramuscular electrodes. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.20, n.5, p. 903–911, 2010.

48.WARBY, A.S.; et al. Comparison of 2 Exercise Rehabilitation Programs for Multidirectional Instability of the Glenohumeral Joint: A Randomized Controlled Trial. **American Journal of Sports Medicine**, v.46, n.1, p.87-97, 2018.

49.WILK, K.E., MEISLER, K., ANDREWS, J.R. Current concepts in the rehabilitation of the overhead throwing athlete. **American Journal of Sports Medicine**, v.30, p.136–151, 2002.

## **APÊNDICE 1- Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**

Gostaríamos de convidar você a participar como voluntário (a) da pesquisa **“ANÁLISE DA ATIVIDADE ELÉTRICA DO MANGUITO ROTADOR E SUA CORRELAÇÃO COM OS MÚSCULOS TRAPÉZIO E SERRÁTIL ANTERIOR DURANTE EXERCÍCIOS DE ROTAÇÃO EXTERNA DO OMBRO”**. O motivo que nos leva a realizar esta pesquisa é entender melhor como os músculos se comportam durante os movimentos de rotação para fora do ombro (rotação externa do ombro) e classificar os exercícios utilizados durante o tratamento fisioterapêutico de acordo com a atividade elétrica da musculatura envolvida. Nesta pesquisa pretendemos avaliar qual dos exercícios utilizados para fortalecer os músculos que fazem o seu braço girar para fora são mais ativados durante a realização de seis exercícios com o osso atrás das costas (escápula) em posição relaxada e em posição retraída e correlacioná-los com os músculos do seu ombro como um todo (músculos da cintura escapular). Caso você concorde em participar, vamos fazer as seguintes atividades com você: inicialmente será realizada uma avaliação clínica do ombro com médico especialista em cirurgia do ombro integrante da equipe de pesquisadores, em seguida será aplicado um questionário para classificar o seu nível de atividade física. Essa avaliação é importante para verificarmos se você pode participar do estudo. Após sua inclusão na pesquisa você realizará uma avaliação física direcionada pelo pesquisador responsável na qual será coletado peso, altura e as medidas de comprimento e circunferência do braço. Em seguida os pesquisadores ensinarão e treinarão você como realizar os seis exercícios de rotação para fora do ombro com a escápula na posição relaxada e na posição retraída totalizando doze exercícios. Após sua familiarização com os exercícios daremos início a pesquisa na qual será realizada a limpeza da pele com algodão embebido em álcool 70% da região do ombro e das costas. Para colagem dos adesivos emborrachados, com total privacidade e sem nenhum constrangimento, você estará vestida com uma roupa de ginástica confortável, deixando à mostra a região do ombro. O procedimento de coleta está associado a suas atividades diárias como deitar, levantar, sentar e movimentar o membro superior. Tais procedimentos envolvem risco mínimo, uma vez que a possibilidade de danos à sua dimensão física, psíquica, moral intelectual, social, econômica, cultural ou espiritual é muito pequena. Entretanto, no intuito de minimizar tais situações, nós, pesquisadores responsáveis pelo estudo, iremos familiarizar, orientar e treinar você antes e durante a coleta. Os eletrodos colocados podem resultar em pessoas sensíveis (1% da população em geral e em 70% dos portadores de mielomeningocele), dermatite de contato em virtude do material utilizado, entretanto não se trata de uma complicação, mas de um efeito adverso. Ressalta-se ainda que o eletromiógrafo não causa nenhum tipo de dor. Ele é utilizado para registrar entre outras coisas o estado de um músculo dolorido. Pode ocorrer leve desconforto em virtude de os adesivos estarem colados em seu ombro. O experimento poderá ser interrompido a qualquer momento caso ocorra qualquer uma das situações descritas anteriormente. Em qualquer situação que você necessite de atendimento você será levada ao terceiro andar do HU-CAS onde funciona o Hospital dia. Caso sejam identificados e comprovados danos provenientes desta pesquisa, você será assegurada o direito à indenização pelos pesquisadores.

A pesquisa pode ajudar futuramente na escolha do exercício mais adequado no processo de reabilitação dos indivíduos que apresentarem lesões no ombro, obtendo maiores informações sobre o comportamento dos músculos durante o exercício. Além disso, todas as voluntárias receberão ao término do estudo, um relatório sobre como os músculos estudados estão sendo ativados, o que pode contribuir para um melhor entendimento sobre o funcionamento dos mesmos. Para participar deste estudo você não vai ter nenhum custo, nem receberá qualquer vantagem financeira. Você terá todas as informações que quiser sobre esta pesquisa e estará livre para participar

ou recusar-se a participar. Mesmo que você queira participar agora, você pode voltar atrás ou parar de participar a qualquer momento. A sua participação é voluntária e o fato de não querer participar não vai trazer qualquer penalidade ou mudança na forma em que você é atendida. O pesquisador não vai divulgar seu nome. Os resultados da pesquisa estarão à sua disposição quando finalizada. Seu nome ou o material que indique sua participação não será liberado sem a sua permissão. Você não será identificada em nenhuma publicação que possa resultar.

Este termo de consentimento encontra-se impresso em duas vias originais, sendo que uma será arquivada pelo pesquisador responsável e a outra será fornecida a você. Os dados coletados na pesquisa ficarão arquivados com o pesquisador responsável por um período de 5 (cinco) anos, e após esse tempo serão destruídos. Os pesquisadores tratarão a sua identidade com padrões profissionais de sigilo, atendendo a legislação brasileira (Resolução N° 466/12 do Conselho Nacional de Saúde), utilizando as informações somente para os fins acadêmicos e científicos.

Declaro que concordo em participar da pesquisa e que me foi dada à oportunidade de ler e esclarecer as minhas dúvidas.

Juiz de Fora, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2019

\_\_\_\_\_  
Assinatura do (a) Participante

\_\_\_\_\_  
Assinatura do (a) Pesquisador

**Nome do Pesquisador Responsável: Dr. Eduardo José Danza Vicente**  
**Campus Universitário da UFJF**  
**Faculdade de Fisioterapia/UFJF**  
**Rua Eugênio do Nascimento, s/n – Bairro Dom Bosco. Juiz de Fora – MG**  
**CEP: 36036-900**  
**Fone: (32) 2102-3837**  
**Email: eduardo.vicente@ufjf.edu.br**



## APÊNDICE 2 - Ficha de Avaliação



### PROGRAMA DE MESTRADO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO E DESEMPENHO FÍSICO-FUNCIONAL

Rua Eugênio do Nascimento, s/n – Bairro Dom Bosco

Juiz de Fora – MG – CEP: 36038-330 – (32) 2102-3256

E-mail: [lua\\_landim@hotmail.com](mailto:lua_landim@hotmail.com)

**Orientador:** Prof. Dr. Marco Antonio Cavalcanti / **Pesquisadora:** Luane Landim de Almeida

1- Identificação por Código: \_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_ Ocupação: \_\_\_\_\_ Fone: \_\_\_\_\_

2 - Presença de Dor na Articulação do Ombro e/ou Cintura Escapular nos últimos dois meses:  
( ) sim ( ) não

3 - História de Trauma na Articulação do Ombro/ Cintura Escapular/ Clavícula/MMSS:  
( ) sim ( ) não

4 - Lesões na pele nos locais de colocação dos eletrodos:  
( ) sim ( ) não

5 - Membro Dominante: Questionário de lateralidade de Handedness  
Direito ( ) Esquerdo ( ) Índice de Lateralidade \_\_\_\_\_

6 - Exame Físico: Peso \_\_\_\_\_ Altura \_\_\_\_\_ IMC \_\_\_\_\_

7 - Padrões Antropométricos do Membro Dominante (ISAK)

Perimetria		
Braço:	Antebraço:	Punho:
Comprimento		
Braço:	Antebraço:	Punho-Mão:
Olécrano-Processo Estilóide (90°):	Olécrano - 3º dedo (90°):	

8 -Exame Físico Ortopédico Específico do Ombro  
Arco doloroso:

Teste de Neer:

Teste de Jobe:

Teste de Gerber:

Teste de Patte:

Teste de Rockwood:

**ANEXO 1 – Questionário Internacional de Atividade Física**

**Nome:** \_\_\_\_\_

**Data:** \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ **Idade :** \_\_\_\_ **Sexo:** F ( ) M ( )

As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física na **ÚLTIMA** semana. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são **MUITO** importantes. Por favor responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação!

Para responder as questões lembre se que:

- Atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar **MUITO** mais forte que o normal.
- Atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar **UM POUCO** mais forte que o normal.

Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza **por pelo menos 10 minutos contínuos** de cada vez.

**1a** Em quantos dias da última semana você **CAMINHOU** por pelo menos 10 minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

dias \_\_\_\_ por **SEMANA** ( ) Nenhum

**1b** Nos dias em que você caminhou por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou caminhando **por dia**?

horas: \_\_\_\_ Minutos: \_\_\_\_

**2a.** Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **MODERADAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que fez aumentar **moderadamente** sua respiração ou batimentos do coração (**POR FAVOR NÃO INCLUA CAMINHADA**)

dias \_\_\_\_ por **SEMANA** ( ) Nenhum

**2b.** Nos dias em que você fez essas atividades moderadas por pelo menos 10 minutos contínuos, quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia**?

horas: \_\_\_\_ Minutos: \_\_\_\_

**3a** Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **VIGOROSAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou cavoucar no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que fez aumentar **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.

dias \_\_\_\_\_ por **SEMANA** ( ) Nenhum

**3b** Nos dias em que você fez essas atividades vigorosas por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia**?

horas: \_\_\_\_\_ Minutos: \_\_\_\_\_

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto descansa, fazendo lição de casa visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentado durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

**4a.** Quanto tempo no total você gasta sentado durante um **dia de semana**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

**4b.** Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um **dia de final de semana**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

Classificação:

**Sedentário** – Não realiza nenhuma atividade física por pelo menos 10 minutos contínuos durante a semana; **Insuficientemente Ativo** – Consiste em classificar os indivíduos que praticam atividades físicas por pelo menos 10 minutos contínuos por semana, porém de maneira insuficiente para ser classificado como ativos. Para classificar os indivíduos nesse critério, são somadas a duração e a frequência dos diferentes tipos de atividades (caminhadas + moderada + vigorosa).

Essa categoria divide-se em dois grupos: *Insuficientemente Ativo A* – Realiza 10 minutos contínuos de atividade física, seguindo pelo menos um dos critérios citados: frequência – 5 dias/semana ou duração – 150 minutos/semana; *Insuficientemente Ativo B* – Não atinge nenhum dos critérios da recomendação citada nos indivíduos insuficientemente ativos A;

**Ativo** – Cumpre as seguintes recomendações: a) atividade física vigorosa –  $\geq 3$  dias/semana e  $\geq 20$  minutos/sessão; b) moderada ou caminhada –  $\geq 5$  dias/semana e  $\geq 30$  minutos/sessão; c) qualquer atividade somada:  $\geq 5$  dias/semana e  $\geq 150$  min/semana;

**Muito Ativo** – Cumpre as seguintes recomendações: a) vigorosa –  $\geq 5$  dias/semana e  $\geq 30$  min/sessão; b) vigorosa –  $\geq 3$  dias/semana e  $\geq 20$  min/sessão + moderada e ou caminhada  $\geq 5$  dias/semana e  $\geq 30$  min/sessão.



## ANEXO 2 – Escala de Borg Modificada

Escala de Borg Modificada - CR-410	
	<b>Intensidade</b>
0,5	Muito, muito leve
1	Muito leve
2	Leve
3	Moderada
4	Pouco intensa
5	Intensa
6	-
7	Muito intensa
8	-
9	Muito, muito intensa
10	Máxima

