

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA

Camila Corrêa Ely

AUTOMATISMOS POSTURAIIS DURANTE EXERCÍCIOS UNI E BILATERAIS DE  
FLEXÃO DE OMBRO: UM ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO

Porto Alegre, 2013

Camila Corrêa Ely

AUTOMATISMOS POSTURAIIS DURANTE EXERCÍCIOS UNI E BILATERAIS DE  
FLEXÃO DE OMBRO: UM ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO

Trabalho de Conclusão de Curso  
apresentado ao Curso de Graduação  
em Educação Física - Bacharelado, da  
Escola de Educação Física da  
Universidade Federal do Rio Grande do  
Sul.

Orientadora: Profa. Dra. Flávia Gomes Martinez

Porto Alegre

2013

Camila Corrêa Ely

AUTOMATISMOS POSTURAIIS DURANTE EXERCÍCIOS UNI E BILATERAIS DE  
FLEXÃO DE OMBRO: UM ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO

Conceito final:

Aprovado em ..... de .....de.....

BANCA EXAMINADORA

---

Prof. Dr. .... – UFRGS

---

Orientadora – Profa. Dra. Flávia Gomes Martinez – UFRGS

## RESUMO

Ao realizar movimentos voluntários, a postura e o equilíbrio corporal estão suscetíveis a perturbações, que podem deslocar o centro de massa e provocar respostas motoras específicas. Para evitar tais desequilíbrios, o sistema nervoso central cria estratégias conhecidas como automatismos posturais, classificados como antecipatórios, prévios e compensatórios. Tais mecanismos são passíveis de mensuração por meio de análise eletromiográfica (EMG) dos músculos envolvidos no movimento e na estabilização da coluna vertebral (CV). O objetivo deste estudo foi investigar a atividade eletromiográfica de músculos estabilizadores da coluna vertebral durante exercícios de membros superiores. Oito jovens saudáveis e fisicamente ativos participaram do estudo. Após estimativa da carga para 10 repetições máximas, três repetições de exercícios de flexão de ombro uni e bilateral com peso livre foram realizados. Os indivíduos eram orientados a ficarem em ortostatismo sobre uma plataforma de baropodometria durante a execução dos exercícios. Para coleta de dados eletromiográficos, foram utilizados 4 eletromiógrafos e pares de eletrodos foram posicionados nos músculos deltóide acromial e clavicular, oblíquo interno, reto abdominal, longuíssimo do tórax, multífidos e ileocostal lombar, todos bilateralmente. Os dados de EMG foram normalizados e tratados para obtenção da média da raiz quadrada (RMS) de músculos agonistas e sinergistas durante os tempos de diferentes tipos de automatismos posturais. Os resultados mostram que os exercícios realizados repercutem em diferentes intensidades de ativação com padrões sinérgicos de músculos estabilizadores da CV. Mais estudos são necessários, para subsidiar profissionais na periodização de treinos de equilíbrio e de fortalecimento dos músculos envolvidos na estabilização da CV.

**Palavras-chave:** Estabilização do tronco. Automatismo postural. Sinergia. Eletromiografia.

## ABSTRACT

When performing voluntary movements, posture and body balance are susceptible to disturbances, which may shift the center of mass and cause specific motor responses. To avoid such disturbs of balance, the central nervous system creates strategies known as postural automatism postural classified as anticipatory and early compensatory. Such mechanisms are amenable to measurement by analyzing electromyographic (EMG) of the muscles involved in movement and stabilization of the spine (SS). The aim of this study was to investigate the electromyographic activity of the stabilizing muscles of the spine during upper limb exercises. Eight healthy young and physically active were in the study. After estimating the load for 10 maximum repetitions, three repetitions of shoulder flexion unilateral and bilateral free-weight were performed. The subjects were instructed to remain standing upright on a platform of baropodometry during the execution of the exercises. To collect EMG data were used four electromyographics and pairs of electrodes were placed in the acromial and clavicular deltoids, internal oblique, rectus abdominis, longissimus, lumbar multifidus and ileocostal, all bilaterally. The EMG data were normalized and processed for obtaining the root mean square (RMS) of the agonist muscles and synergists during times of different types of automatic postural. The results showed that the exercises performed at different intensities affect activation patterns and synergistic stabilizing trunk muscles. More studies are needed to support professionals in periodization training of balance and strengthening of muscles involved in stabilizing the trunk.

**Key-words:** Trunk stability. Automatism postural. Synergy. Electromyography.

## LISTA DE ABREVIATURAS e SIGLAS

<b>APAs</b>	Padrões Antecipatórios
<b>cm</b>	Centímetros
<b>CPAs</b>	Ajuste Postural Compensatórios
<b>CVM</b>	Contração Voluntária Máxima
<b>DClavD</b>	Deltóide Clavicular Direito
<b>DClavE</b>	Deltóide Clavicular Esquerdo
<b>DAcrD</b>	Deltóide Acromial Direito
<b>DAcrE</b>	Deltóide Acromial Esquerdo
<b>CM</b>	Centro de Massa
<b>CONC</b>	Fase concêntrica
<b>EPAs</b>	Ajustes Posturais Prévios
<b>EXC</b>	Fase excêntrica
<b>FLEXBI</b>	Flexão Bilateral de ombro
<b>FLEXUNI</b>	Flexão unilateral de ombro
<b>Hz</b>	Hertz
<b>IMC</b>	Índice de Massa Corpórea
<b>ILEOD</b>	Ílio Costal Direito
<b>ILEOE</b>	Ílio Costal Esquerdo
<b>Kg</b>	Quilogramas
<b>LAPEX</b>	Laboratório de Pesquisa do Exercício
<b>LONGD</b>	Longuíssimo do Tórax Direito
<b>LONGE</b>	Longuíssimo Esquerdo
<b>mm</b>	milímetros
<b>ms</b>	milissegundos
<b>MSE</b>	Membro Superior Esquerdo
<b>MSD</b>	Membro Superior Direito
<b>MsIs</b>	Membros Inferiores
<b>MsSs</b>	Membros Superiores
<b>MULTID</b>	Multífido Direito
<b>MULTIE</b>	Multífido Esquerdo
<b>OID</b>	Oblíquo Interno Direito
<b>OIE</b>	Oblíquo Interno Esquerdo
<b>RM</b>	Repetição Máxima

<b>Rms</b>	<i>root mean square</i>
<b>s</b>	Segundos
<b>SENIAN</b>	<i>Surface-EMG for the Non Invasive Assessment of Muscle</i>
<b>SNC</b>	Sistema Nervoso Central
<b>SPSS</b>	<i>Statistical Package for Social Sciences</i>
<b>T<sub>0</sub></b>	Tempo zero
<b>TrA</b>	Transverso do Abdômen
<b>TCLE</b>	Termo de Conhecimento Livre e Esclarecido
<b>UFRGS</b>	Universidade Federal do Rio Grande do Sul

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>9</b>
1.1 OBJETIVOS.....	11
<b>1.1.1 Objetivo geral.....</b>	<b>11</b>
<b>1.1.2 Objetivos específicos.....</b>	<b>12</b>
1.2 HIPÓTESES.....	12
<b>2 MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>12</b>
2.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA.....	12
2.2 AMOSTRA.....	13
2.3 CRITÉRIOS DE ELEGIBILIDADE.....	13
2.4 CONSIDERAÇÕES ÉTICAS.....	13
2.5 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS.....	14
<b>2.5.1 Variáveis dependentes.....</b>	<b>14</b>
<b>2.5.2 Variáveis independentes.....</b>	<b>14</b>
<b>2.5.3 Variáveis intervenientes de controle.....</b>	<b>14</b>
<b>2.5.4 Variáveis de caracterização da amostra.....</b>	<b>14</b>
2.6 INSTRUMENTOS DE PESQUISA.....	15
<b>2.6.1 Balança e estadiômetro.....</b>	<b>15</b>
<b>2.6.2 Eletromiografia.....</b>	<b>15</b>
<b>2.6.3 Cinemetria.....</b>	<b>15</b>
2.7 PROCEDIMENTOS DA COLETA DE DADOS.....	16
2.8 ANÁLISE DE DADOS .....	18
2.9 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	19
<b>3 RESULTADOS.....</b>	<b>20</b>
<b>4 DISCUSSÃO.....</b>	<b>25</b>
<b>5 CONCLUSÃO.....</b>	<b>30</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>32</b>
<b>APÊNDICES.....</b>	<b>35</b>
<b>APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....</b>	<b>35</b>



## 1 INTRODUÇÃO

O termo “ajuste postural” foi descrito em 1967 por Belen’kii et al., mostrando que ações voluntárias geram perturbações no equilíbrio e mudanças na ativação dos músculos posturais. Em 1899, Babinski já evidenciava a relação entre automatismos posturais com movimentos voluntários. Estes ajustes posturais podem ser classificados como ajuste postural prévio (EPA), ajuste postural antecipatório (APA) e ajuste postural compensatório (CPA). Os EPAs refletem o processo de planejamento motor, ou seja, a preparação do corpo para uma ação motora planejada (BERTUCCO et al., 2013), cuja estratégia, minimiza o efeito mecânico de perturbação do equilíbrio. Ocorrem de 500 a 400 milissegundos (ms) antes do “tempo zero” -  $T_0$ , tempo de início do movimento ou do estímulo externo imprevisto (KRISHNAN et al., 2012).

Os ajustes posturais antecipatórios, APAs, consistem na neutralização, através de um controle antecipado, dos efeitos da perturbação mecânica gerados pela execução do movimento realizado (BOUISSET, ZATTARA, 1987; BELENKII, GURFINKEL, PALTSEV, 1967). São vistos no intervalo de 150ms a 100ms antes da perturbação, com a alteração da atividade eletromiográfica dos músculos posturais (KRISHNAN et al., 2012).

Já os ajustes compensatórios (CPA) estão diretamente relacionados com o movimento executado, recuperando o equilíbrio postural por meio da ativação muscular após o distúrbio, seja ele previsto ou não (SCARIOT et al., 2012). Neste caso, a ativação dos músculos posturais varia conforme a eficiência do APA (SANTOS, KANEKAR, ARUIN, 2010).

A perda da postura vertical pode resultar de perturbações externas ou internas no corpo, relacionadas à superfície de apoio ou a movimentos voluntários, respectivamente (SANTOS; KANEKAR; ARUIN, 2010). As forças antecipatórias ocorrem na direção oposta do movimento realizado, a fim de neutralizar a tendência de desequilíbrio, padrão mais observado em movimentos que geram maior perturbação no equilíbrio, como flexão unilateral sem peso (comparando com bilateral) e com peso (quando comparada sem o mesmo) (BOUISSET, ZATTARA, 1987). Durante uma flexão de ombro realizada em ortostase, a contração muscular responsável pelo movimento gera forças para frente e para

cima, levando a uma perturbação postural, desequilíbrio que desloca o centro de gravidade para a frente e ipsilateralmente ao membro superior (MS) flexionado (MASSION, 1992).

Nos estudos em condições de instabilidade postural, utilizando, por exemplo, treinos de equilíbrio em superfície instável, associado ou não a movimentos voluntários (NOUILLOT, BOUISSET, DO, 1992; SCARIOT et al., 2012), percebeu-se a ausência ou atenuação dos APAs, representando uma estratégia defensiva do Sistema Nervoso Central (SNC). No estudo de Aruin, Forrest e Latash (1998), os sujeitos permanecerem sobre uma base de apoio, que oscilou no plano sagital e frontal. Seus resultados mostram que o eixo sagital ofereceu maior desequilíbrio, havendo uma inibição antecipatória nos músculos dorsais (erector espinal, bíceps femoral e sóleo) e um atraso no início da contração (*onset*) nos músculos reto abdominal, reto femoral e tibial anterior. É explicado que tal fenômeno ocorre com objetivo de reduzir a probabilidade de gerar uma perturbação em direção oposta, ou seja, mais desequilíbrio.

Em outro estudo, movimentos rápidos de ombro em indivíduos com dor lombar crônica, evidenciou outra situação de atraso na pré-ativação (*feedforward*) do músculo Transverso do Abdômen (TrA), que foi relacionado com a presença de dor e incapacidade. Esse é um importante estabilizador da CV, por ser conectado à fáscia toracolombar e o mais profundo músculo do abdômen (MARSHALL, MURPHY, 2009; HODGES, CRESSWELL, THORSTENSSON, 1999), sua atividade muscular é crucial para o controle do movimento, sendo um dos pilares da gestão de muitas condições dolorosas. Para analisar este músculo com EMG de superfície, foram testadas a validade e confiabilidade em estudos anteriores (MARSHALL, MURPHY, 2009), mostrando que a localização do Oblíquo Interno (2cm medial e inferior à espinha ílíaca ântero-superior) representa a atividade dos músculos profundos do abdômen (TrA).

A intenção de realizar um movimento altera o padrão de descarga dos neurônios do córtex motor primário centenas de milésimos de segundo antes do movimento ser realizado (KENDAL, SCHWARTZ, JESSEL, 2000). Segundo a teoria de controle motor de Danion e Latash (2010), automatismo baseia-se na modulação da sincronia em uma população de neurônios do córtex motor, cuja atividade é alterada não apenas para execução de movimentos, mas também pela

preparação desses. Considerando que a estrutura da sincronização e do potencial de ação desses neurônios são formadas por aprendizado e prática intensa, os ajustes se tornam importantes durante uma ação motora em relação ao controle do movimento e do equilíbrio (MASSION, 1992).

Existem poucas pesquisas que mostram o comportamento da musculatura estabilizadora nos tempos EPA, APA e CPA ao realizar exercícios de membros superiores com halteres, uni e bilateral. Portanto, há ainda a necessidade de melhor descrever o comportamento eletromiográfico das estratégias dos estabilizadores da coluna vertebral e demais diferentes comportamentos biomecânicos. Sabendo da necessidade em prescrever exercícios para deflagrar tais automatismos durante treinos de equilíbrio em indivíduos com diferentes afecções desta qualidade física, são necessárias respostas sobre a intensidade e a organização das contrações musculares dos músculos do tronco de pessoas hígdas durante a realização de exercícios de academia, como a flexão de ombro realizado com peso livre, utilizado para fortalecimento do músculo deltoide claviclar e acromial. Além disso, tais respostas auxiliarão a periodização de um treinamento físico que invista na melhora na eficiência destes automatismos e da produção de força da musculatura do tronco. Esta pesquisa se justifica pela necessidade de estudos que avaliem a atividade de músculos estabilizadores da coluna durante exercícios clássicos de academia. Os desfechos estudados no atual trabalho podem auxiliar profissionais de educação física e fisioterapeutas na periodização de treinamentos.

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 **Objetivo Geral**

Investigar o comportamento eletromiográfico dos músculos estabilizadores da coluna vertebral durante exercícios apendiculares de membros superiores uni e bilateral.

### 1.1.2 Objetivos Específicos

- Avaliar a atividade eletromiográfica (RMS e tempos de ativação) de músculos estabilizadores da coluna vertebral durante a execução de exercícios de flexão de ombro uni e bilateral.
- Avaliar e comparar a atividade eletromiográfica (RMS e tempos de ativação) de músculos agonistas durante exercício a execução de exercícios de flexão ombro uni e bilateral.

### 1.2 HIPÓTESES

Há maior percentual de ativação da musculatura lateral estabilizadora da CV no exercício de flexão unilateral.

Há maior percentual de ativação dos músculos paraespinais no exercício de flexão bilateral de ombro.

## 2 MATERIAIS E MÉTODOS

O projeto de pesquisa, número 19.791, teve aprovação em 24 de março de 2011 pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), de acordo com a resolução 196/196 do Conselho Nacional de Saúde.

### 2.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA

Esta pesquisa se caracteriza como semi-experimental, exploratório-descritivo, quantitativa, transversal, de cunho comparativo.

### 2.2 AMOSTRA

A amostra não-propabilística intencional e voluntária foi composta por oito sujeitos destros, três homens e cinco mulheres, que respeitaram os critérios de

inclusão e exclusão estabelecidos nesta pesquisa, e que aceitaram participar da mesma, de acordo com a leitura e concordância em assinar o TCLE.

## 2.3 CRITÉRIOS DE ELEGIBILIDADE

Os critérios de inclusão adotados foram: idade mínima 20 e máxima 45 anos, ser aparentemente saudável, fisicamente ativo, sem lesões musculoesqueléticas ocorridas nos últimos 6 meses, nem queixas de dor nos MsSs e na coluna lombar.

Como critérios de exclusão foram considerados: uso de medicação com ação no SNC, ser atleta, apresentar história de quedas, perda de equilíbrio, doenças neuromusculares, reumatológicas ou traumáticas e cirurgias na coluna vertebral.

## 2.4 CONSIDERAÇÕES ÉTICAS

A elaboração deste estudo segue as disposições da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

Todos os participantes da pesquisa leram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), após terem suas possíveis dúvidas sanadas pelos pesquisadores. O TCLE contém informações pertinentes ao experimento e foi assegurado ao participante a privacidade necessária (APÊNDICE A).

## 2.5 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS

### 2.5.1 Variáveis Dependentes

- Atividade eletromiográfica (valor RMS) dos músculos agonistas: deltóide acromial e deltóide clavicular.
- Atividade eletromiográfica (valor RMS) de músculos estabilizadores da coluna vertebral: longuíssimo lombar, multífidos lombares, ileocostais, oblíquo interno do abdômen e reto abdominal.

- Tempo de ativação: EPA, APA, CPAC e CPAE.

### **2.5.2 Variáveis Independentes**

- Exercícios: flexão de ombro com peso livre.
- Modo: unilateral e bilateral.

### **2.5.3 Variáveis Intervenientes de Controle**

- Atenção: comando verbal por parte do pesquisador.
- Familiaridade com o exercício: cada sujeito realizou previamente todos os exercícios com o objetivo de familiarizá-lo com a tarefa motora.
- Temperatura ambiente: foram mantidas constantes as condições de temperatura para evitar variações do tônus corporal.
- Ritmo auto-selecionado pelo participante.

### **2.5.4 Variáveis de Caracterização da Amostra**

- Sexo.
- Idade.
- Estatura.
- Massa corporal.

## **2.6 INSTRUMENTOS DE PESQUISA**

Foram utilizados os equipamentos do Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (LAPEX/ESEF/UFRGS).

### **2.6.1 Balança e Estadiômetro**

Para determinação da massa corporal e estatura, respectivamente, foram utilizados equipamentos de mesma marca, Filizola (São Paulo, Brasil). A balança

de alavanca, com resolução de 100 gramas. O estadiômetro é fixado na parede e a uma base de apoio no solo, por onde desliza um cursor, que mede a estatura do indivíduo na posição de ortostase, com resolução de 1 milímetro (mm).

### **2.6.2 Eletromiografia**

Para a aquisição dos dados eletromiográficos, foram utilizados quatro eletromiógrafos Miotool 400, da marca Miotec Equipamentos Biomédicos (Porto Alegre, Brasil). Cada aparelho é composto por um sistema de quatro canais, com frequência de amostragem de 2000 Hz por canal. A energia foi oferecida por um sistema de baterias e os dados foram transmitidos por conexão a um computador via entrada USB.

Eletrodos adesivos de superfície de configuração bipolar modelo Mini *Medi-trace* 100, da marca *Kendall Medi-trace*, com 20 mm de distância entre os dois eletrodos.

### **2.6.3 Cinemetria**

Para cada série de exercício houve uma aquisição de imagens, utilizada a cinemetria bidimensional, que estava em sincronia com os quatro eletromiógrafos. A câmera JVC America modelo GR DVL9800 (Long Beach, Estados Unidos), foi posicionada sobre um tripé e mantida a três metros dos participantes de forma a obter imagens no plano frontal dos sujeitos.

## **2.7 PROCEDIMENTOS DA COLETA DE DADOS**

Após os sujeitos da pesquisa aceitarem participar do estudo e não apresentarem algum dos critérios de exclusão, foi agendada uma data para coleta de dados. Conforme solicitado previamente, o indivíduo deveria trajar roupas leves, não realizar exercícios físicos, nem ingerir bebida alcoólica antes do experimento. Ao chegarem no LAPEX, os participantes receberam o TCLE (APÊNDICE A) e passaram por medidas como peso e altura corporal. Em seguida, foi explicado ao

indivíduo todos os procedimentos do estudo, sendo também sorteada a ordem de execução dos exercícios.

Para a execução de exercícios com uso de pesos livres foram realizados os procedimentos de estimativa de 10 RM (repetições máximas) para os exercícios de flexão unilateral à direita e flexão bilateral de ombro, respeitando intervalo de cinco minutos entre tentativas. Neste teste, foi explicado ao indivíduo o funcionamento do trabalho, familiarizando o mesmo com os exercícios a serem realizados.

Para uma melhor captação do sinal eletromiográfico e redução da impedância tecidual, foi realizada a tricotomia e assepsia da pele através de abrasão com algodão embebido em álcool, sobre os músculos a serem investigados (DE LUCA, 1997). As recomendações da SENIAM (*Surface-EMG for the Non Invasive Assessment of Muscle*) foram utilizadas para o posicionamento dos eletrodos. Os músculos tiveram, bilateralmente, sua atividade elétrica monitorada e gravada para posterior análise: deltóide acromial (DAcrD e DAcrE), deltóide clavicular (DClavD e DClavE), longuíssimo do tórax (LONGD e LONGE), multífido lombar (MULTID e MULTIE), ileocostal (ILEOD e ILEOE), oblíquo interno (OID e OIE) e reto abdominal (RAD e RAE).

Após a nomeação dos músculos no *software* Miograph, foram conectados os cabos do EMG e três eletrodos de referência foram posicionados na clavícula, maléolo lateral e medial do sujeito. Em seguida, contração voluntária máxima isométrica (CVMI) foi obtida para a normalização dos dados em todos os músculos testados. Para cada tentativa de CVMI, o indivíduo foi instruído e encorajado verbalmente a progredir em contração muscular até sua força máxima, de forma isométrica, durante seis segundos. Esse teste foi realizado para cada músculo, com aproximadamente 2min de intervalo entre elas. A posição inicial para a execução do teste foi a de repouso articular. Para os músculos agonistas na posição de sedestração a partir de zero grau de flexão (DClav) e abdução (DAcr) de ombro, para os estabilizadores dorsais (ileocostais, multífidos e longuíssimos) adotou-se a posição de decúbito ventral e para os estabilizadores ventrais (reto abdominal e oblíquo interno), decúbito dorsal.

Para iniciar a sequência de exercícios, o voluntário posicionou-se sobre uma plataforma de baropodometria (*PreSSureScan*, Miotec Equipamentos Biomédicos, Porto Alegre, Brasil) em ortostase com os pés afastados conforme a largura dos



acetábulo, de forma confortável, com no máximo 20 centímetros de distância. Uma fita adesiva foi colocada para garantir esse posicionamento dos pés até o término da coleta. Os dados provenientes da baropodometria não foram utilizados no presente estudo.

Cada indivíduo da amostra realizou uma sequência de exercícios que provocam diferentes perturbações de equilíbrio, utilizados como a variável independente neste estudo. Para cada movimento de carga prevista, o indivíduo recebeu a orientação de executar três repetições consecutivas com velocidade auto-selecionada. Houve intervalo de um minuto entre cada série, a fim de amenizar a interveniência de possível fadiga decorrente dos exercícios sobre os resultados da pesquisa. Os sujeitos foram instruídos a olhar diretamente para frente em todos os momentos e tentar manter um estado de equilíbrio.

A seguir estão descritos os exercícios realizados, cuja ordem de execução foi estabelecido em sorteio prévio:

- Flexão de ombro bilateral com peso (FLXBI).
- Flexão de ombro unilateral com peso - com MSD (FLXUNI).

O comando verbal do pesquisador foi importante para orientar a ordem dos exercícios e coordenar a seqüência da coleta de dados. Após receber o halter de chumbo do pesquisador, foi solicitado que o sujeito mantivesse repouso antes de iniciar o movimento e após o final das três repetições, quando o halter foi recolhido pelo mesmo.

Durante a realização do experimento, foram gravados os sinais eletromiográficos dos músculos agonistas e estabilizadores da CV, cujo sistema de aquisição de dados foi sincronizado com a baropodometria e cinemetria, através de um dispositivo eletrônico (SYNC) que emite um sinal de luz simultaneamente a um pulso elétrico captado pelos sistemas eletrônicos.

## 2.8 ANÁLISE DE DADOS

Os sinais captados pelo eletromiógrafo foram gravados em um microcomputador por meio do *software* de aquisição dos dados Miograph. Posteriormente, os arquivos foram exportados para o *software* SAD 32, desenvolvido pelo Laboratório de Medições Mecânicas da Escola de Engenharia da

UFRGS (<http://www.pgie.ufrgs.br>). Neste programa foram analisadas as atividades elétricas de cada músculo, nos tempos EPA, APA e CPAs.

A fim de estipular o início do movimento ( $T_0$ ), obteve-se o nível de atividade médio durante o repouso, através de um recorte com amplitude de 2s onde o músculo estivesse em total repouso. Em seguida foi utilizada a equação que leva em conta a média da ativação do agonista em repouso, somada a dois desvios padrões como início da atividade (KRISHNAN, LATASH, ARUIN, 2011).. Então, no momento em que o músculo obtivesse o valor RMS resultante da equação ou maior, seria considerado ativo.

$$T_0 = DP \times 2 + M, \text{ onde: DP= desvio padrão; M= média do Y.}$$

Com  $T_0$  estipulado, foram realizados dois novos recortes, de -500 a -400ms e -150 a -100ms, EPA e APA respectivamente. Em seguida foi calculada a média RMS de cada recorte e repetição, para transformar em porcentagem da ativação dos músculos em relação à CVM das três repetições para cada músculo avaliado.

Para o processamento do sinal bruto da eletromiografia empregou-se a unidade de tensão elétrica em volts (eixo y) e a unidade de tempo em segundos (eixo x), e alinhamento dos sinais via SYNC. Foi utilizado um filtro para o alinhamento da base do sinal através da ferramenta remove DC, com intuito de suprimir as oscilações de frequência contínuas e reduzir o erro dos dados. Em seguida foi realizado o processamento deste sinal por filtro via FFT (*Fast Fourier Transform* – Transformada rápida de Fourier), filtro espectro ideal com frequência mínima de 10hz e máxima de 500hz. Ainda realizou-se um novo processamento por filtro FFT via *butterworth* de segunda ordem com frequência mínima de 50Hz e máxima de 500Hz (KRISHNAN, LATASH, ARUIN, 2012). Para retificação do sinal foram então calculados os valores de RMS via processamento de envelope RMS com janelamento *hamming* em unidades de eixo X. Para os valores de CVM foram usadas janelas de 3 segundos, enquanto para a análise do movimento se usou uma janela de 0,2 s. Foi estabelecido o tempo zero ( $T_0$ ) como ponto onde o exercício se iniciava e, após, calculou-se a média dos valores do RMS para cada músculo e comparada com os valores máximos obtidos na CVM em percentual, nos períodos: -400ms a -500ms (EPA), -150ms a -100ms (APA) e após o início do movimento ( $T_0$ ) durante as três repetições (fase concêntrica e excêntrica). Para obter valor das fases CPAC e CPAE foi calculada a média das três repetições.

## 2.9 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Considerando uma amostra de dimensão reduzida, foi utilizado o teste de *Shapiro-Wilk* para determinar a normalidade da distribuição dos dados e a homogeneidade das variâncias, através de *Levene*. Foram realizados o teste estatístico ANOVA de um caminho para avaliar os efeitos gerais dos grupos: músculos, exercícios e tempo (APA, EPA e CPA). ANOVA para medidas repetidas de dois caminhos que mostrou haver interação entre as variáveis tipo, tipo x músculo e tipo x tempo, tipo x músculo x tempo. Uma análise *post hoc* foi usada para mais comparações entre os grupos, com o teste de *Tukey*.

Os dados receberam tratamento estatístico através do *software* SPSS (*Statistical Package for Social Sciences*), versão 17.0, e para critérios de decisão foi adotado o nível de significância ( $\alpha$ ) de 5%.

### 3 RESULTADOS

A tabela 1 apresenta os dados de caracterização da amostra. Os dados mostram uma predominância do biótipo mesoformo.

**Tabela 1:** Caracterização da amostra: media e desvio padrão da idade, peso, altura e IMC da amostra participante do estudo

<b>Idade</b>	<b>Peso (kg)</b>	<b>Estatura (m)</b>	<b>IMC</b>
25,25 ± 4,05	64,12 ± 10,36	1,67 ± 0,075	22,75 ± 2,49

Os testes de *Shapiro-Wilk* e de *Levene* indicaram que a amostra tem distribuição normal ( $p > 5\%$ ) e não é aleatória ( $p < 5\%$ ). O teste inter e intra sujeito mostrou diferenças significativas entre as variáveis dependentes estudadas. O testes de esfericidade de Mauchly confirmou haver interação entre as variáveis, ou seja, o tipo de exercício, os músculos ativados e o tempo de ativação interferem uns nos outros. Os resultados estão apresentados na tabela 2, com as médias e desvios padrão dos dados tratados.

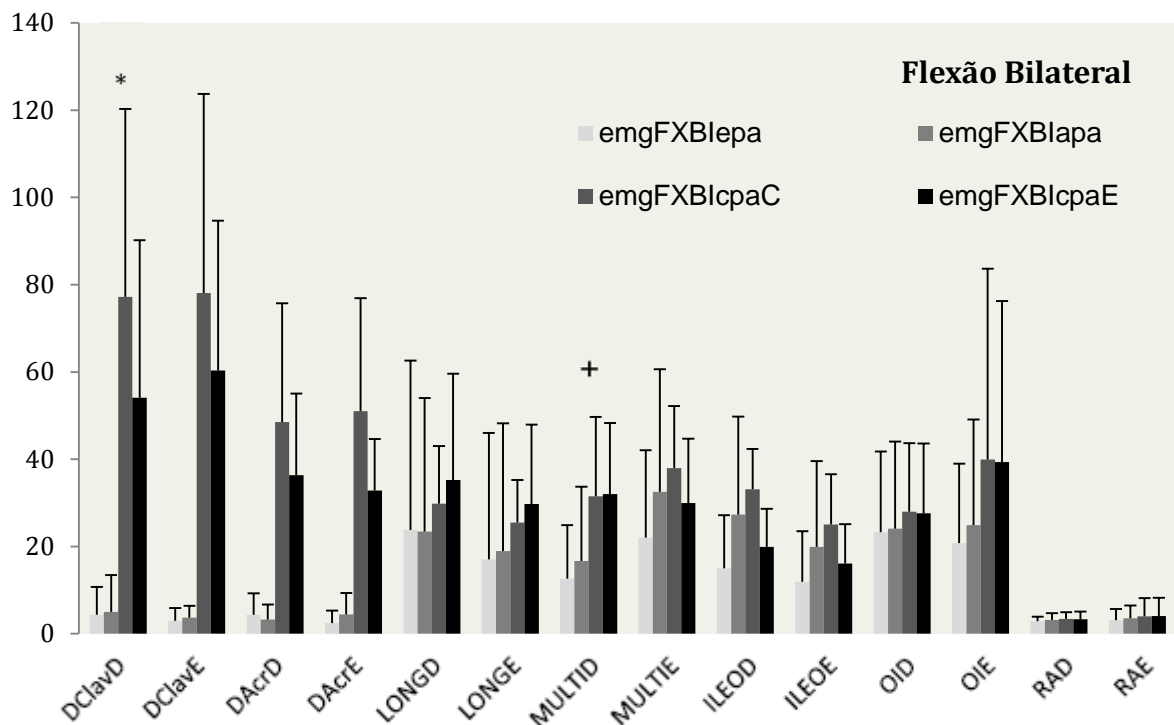
**Tabela 2:** Médias (em %) e desvios padrão (DP) do percentual de ativação dos músculos analisados nos tempos EPA, APA, CPA fase concêntrica e excêntrica da flexão uni e bilateral de ombro ( $\alpha \leq 0,05$ ).

	Flexão Bilateral									Flexão Unilateral								
	EPA		APA		Fase Concêntrica		Fase Excêntrica		<i>(p)</i>	EPA		APA		Fase Concêntrica		Fase Excêntrica		<i>(p)</i>
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP		Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	
<b>DClavD</b>	4,38	6,33	5,00	8,43	77,18*	43,11	54,12	36,10	0,001	4,32	8,64	1,91	1,17	79,49*	41,80	52,60	35,65	0,001
<b>DClavE</b>	2,97	2,95	3,72	2,71	78,06*	45,63	60,33	34,36	0,001	0,70	0,40	0,77	0,42	4,89°	9,78	1,53	0,68	0,292
<b>DAcrD</b>	4,38	4,88	3,25	3,49	48,50	27,20	36,36	18,67	0,001	1,33	1,05	1,44	0,86	49,91	24,99	38,98	18,47	0,001
<b>DAcrE</b>	2,45	2,83	4,46	4,89	51,04	25,87	32,79	11,82	0,001	0,72	0,44	0,74	0,43	1,32°	0,96	1,58	1,43	0,177
<b>LONGD</b>	23,77	38,87	23,43	30,56	29,83°	13,22	35,25	24,32	0,815	8,86°	8,23	9,77	9,38	13,51°	9,92	13,70	8,44	0,610
<b>LONGE</b>	17,03	29,00	18,93	29,30	25,50°	9,75	29,71	18,23	0,674	16,41	13,70	20,72	20,28	22,45°	12,15	21,44	10,95	0,852
<b>MULTID</b>	12,66*	12,24	16,71*	16,97	31,51°	18,17	31,98+	16,29	0,043	10,13°	8,72	13,12	9,40	20,21°	12,09	20,00	10,31	0,144
<b>MULTIE</b>	22,02	20,07	32,54	28,09	37,99	14,22	29,99	14,71	0,465	18,46	17,48	19,66	14,60	28,13°	16,63	24,50	15,91	0,614
<b>ILEOD</b>	15,00	12,19	27,29	22,52	33,11°	9,27	19,94	8,73	0,081	5,78°	3,87	5,45	2,06	11,45+°	5,92	8,33	4,07	0,029
<b>ILEOE</b>	11,88	11,65	19,91	19,62	25,03°	11,56	16,11	8,97	0,274	17,46	15,07	16,75°	8,57	26,43°	13,62	22,41	9,70	0,351
<b>OID</b>	23,25	18,55	24,10	19,97	28,00°	15,66	27,63	15,95	0,928	32,61*	28,52	28,35	24,99	24,94°	14,75	24,28	14,18	0,860
<b>OIE</b>	20,79	18,20	24,92	24,18	39,92	43,77	39,38	36,9	0,537	20,86	21,02	34,41*	42,6	29,94°	36,72	24,62	22,85	0,843
<b>RAD</b>	2,90	1,02	3,20	1,49	3,38°	1,58	3,35	1,72	0,911	3,90	2,17	2,77°	1,75	2,98°	1,36	2,99	1,48	0,569
<b>RAE</b>	3,09	2,58	3,57	2,90	4,00°	4,20	4,07	4,17	0,942	4,32	4,57	3,90°	3,65	3,74°	3,97	3,89	4,04	0,993
<b>(p)</b>	0,026		0,03		0,001		0,001			0,001		0,001		0,001		0,001		

\* músculo com  $p \leq 0,05$  em relação aos músculos com " ° "(na mesma coluna); + músculo com  $p \leq 0,05$  em comparação a ele mesmo, para mesmo exercício em diferentes tempos ("\*").

No gráfico 1, estão ilustrados os resultados do teste ANOVA de um caminho relacionando os músculos com os exercícios. No exercício de **flexão bilateral de ombro**, não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os músculos analisados, no tempo EPA ( $p=0,501$ ) e APA ( $p=0,155$ ). Em relação aos agonistas, como esperado, o percentual de ativação foi menor na fase excêntrica e os músculos DClavD e DClavE foram significativamente maior que quase todos os estabilizadores, exceto MULTIE ( $p=0,103$  e  $p=0,086$ ) e OIE ( $p=0,151$  e  $p=0,127$ ), que mostraram uma importante função estabilizadora. Percebe-se um comportamento compensatório do músculo MULTID, que foi significativamente menor nos tempos EPA e APA.

**Gráfico 1:** Média e desvio padrão do percentual de ativação de cada músculo, no exercício de flexão bilateral, durante os tempos EPA, APA, CPAC e CPAE.



+  $p<0,05$  quando comparado com o mesmo músculo durante APA, EPA e CPA.

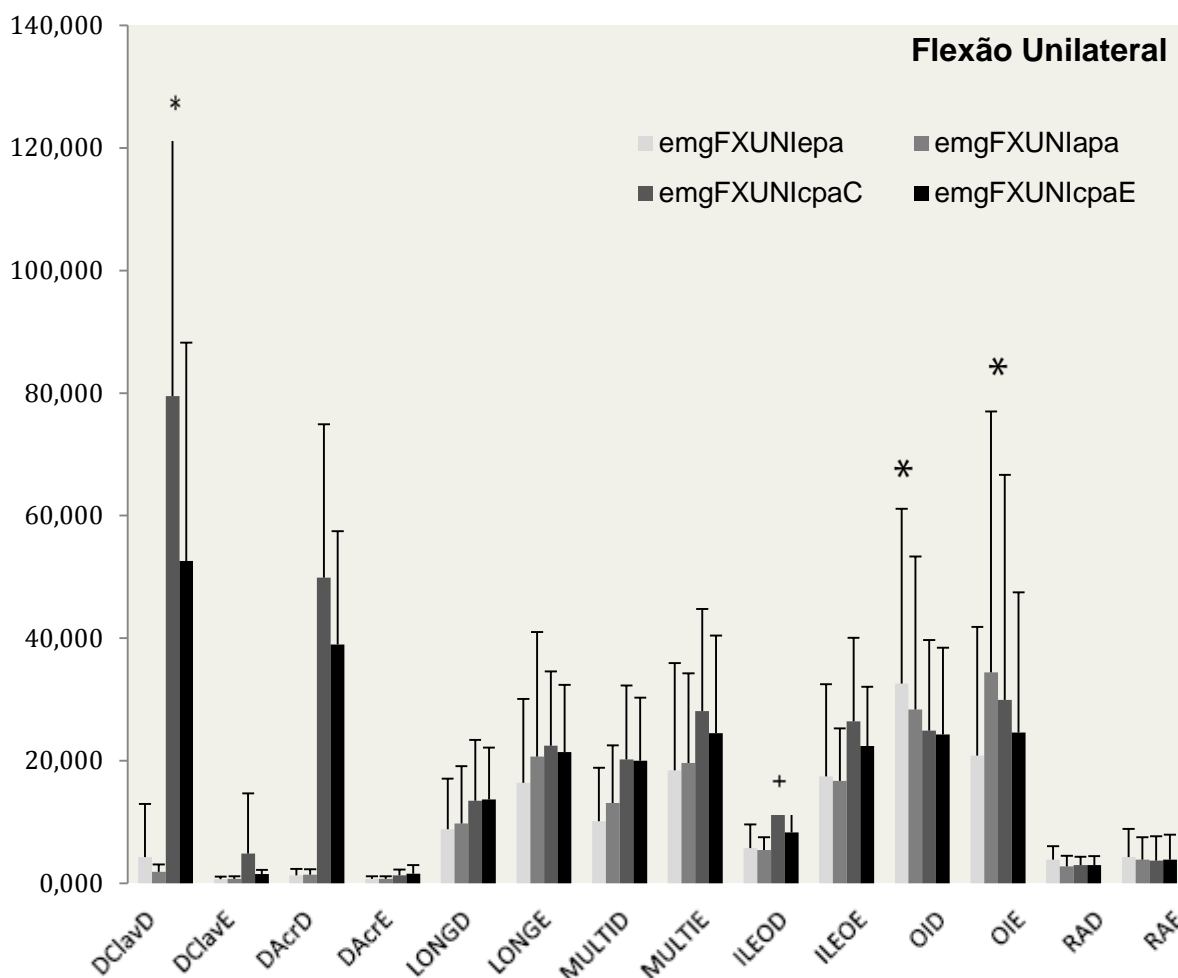
\*  $p<0,05$  para este músculo comparado com os outros no mesmo tempo.

A **flexão unilateral de ombro**, ilustrada no gráfico 2, no tempo EPA o estabilizador OID apresentou maior ativação sendo diferente estatisticamente dos estabilizadores LONGD ( $p=0,019$ ), MULTID ( $p=0,035$ ), ILEOD ( $p=0,004$ ), RAD

( $p=0,001$ ) e RAE ( $p=0,002$ ). Já no período APA, foi o OIE que mostrou maior percentual de ativação entre os estabilizadores RAD ( $p=0,02$ ), RAE ( $p=0,01$ ) e ILEOD ( $p=0,02$ ).

Na fase concêntrica da FLEXUNI, o motor primário DclavD mostrou maior percentual de ativação (média=79%), tendo diferença estatística entre todos os músculos analisados.

**Gráfico 2:** Média e desvio padrão do percentual de ativação de cada músculo, no exercício de flexão unilateral, durante os tempos EPA, APA, CPAC e CPAE.



+  $p < 0,05$  quando comparado com o mesmo músculo durante APA, EPA e CPAs.

\*  $p < 0,05$  para este músculo comparado com os outros no mesmo tempo.

Avaliando os tempos APA, EPA e CPAs em diferentes exercícios, percebe-se que há interação entre os grupos. As comparações múltiplas mostraram que o MULTID foi significativamente maior nos CPAs que no EPA e APA durante a

FLEXBI. Assim como, na FLEXUNI o ILEOD foi significativamente menor durante APA e EPA, mostrando ter maior padrão compensatório.

Na comparação entre os exercícios, não há diferença estatística entre APA e EPA, entretanto a diferença estatística existe quando comparado com os ajustes compensatórios.

Foram obtidos resultados com diferença significativa para os músculos LONGD ( $p=0,002$ ), MULTID ( $p=0,048$ ) e ILEOD ( $p=0,001$ ) entre os exercícios de flexão bilateral e unilateral de ombros.



## 4 DISCUSSÃO

Nesse estudo, foram analisados os automatismos posturais desencadeados por movimentos uni e bilaterais de flexão de ombro com peso livre, através da ativação de músculos paraespinais e abdominais. Há muitos anos os automatismos vêm sendo estudados em movimentos voluntários de MsSs e sabe-se que servem para manter o equilíbrio durante o movimento e estabilizar o tronco/CM (KLOUS; MIKULIC; LATASH, 2011; BOUISSET; ZATTARA, 1987).

Conforme o esperado, na fase excêntrica (FLEXBI CPAE), percebe-se uma menor ativação dos agonistas relativamente à fase concêntrica do movimento. Também confirmou-se que o DclavD e DclavE apresentaram atividade emg significativamente maior em relação a quase todos os músculos estabilizadores: LONGD, LONGE, ILEOD, ILEOE, RAD, RAE, MULTID E OID. Ao analisar o DacrD e DacrE, outro agonista do movimento, contudo, foi encontrada diferença estatística apenas em relação ao RAE e RAD, indicando a maior importância do Dclav como flexor de ombro em relação ao Dacr, indo ao encontro das afirmações de referências de anatomia funcional, que definem o deltoide clavicular como motor primário para flexão de ombro, enquanto o deltoide acromial pode ser considerado motor acessório para este movimento (RASCH, 1991)

Os ajustes posturais foram evidentes no movimento de flexão unilateral com peso, onde OID apresentou EPA com 32,6% de ativação, significativamente maior comparando com LONGD, MULTID, ILEOD, RAD e RAE, indicando a importância deste músculo abdominal profundo em situações de automatismo antecipatório rápido, como é o que ocorre no tempo EPA. OIE predominou com APA de 34,4%, significativamente maior do que ILEOD, RAD e RAE. Em ambas situações de automatismos posturais, os oblíquos internos destacaram-se em ativação, indicando sua importância entre a musculatura abdominal excitada pelo Sistema Ativador Medial de forma automática e antecipada (KANDEL; SCWHARTZ; JESSEK, 2000), provavelmente atuando em sinergia. Contudo, estudo de Hodges, Cresswell e Thorstensson (1999), mostra resultados divergentes do encontrado neste em questão. Foi verificado o aumento da pressão intra-abdominal antecipando exercícios rápidos de flexão, abdução e extensão de ombro e a pré-ativação do músculo TrA. Nesse estudo, a atividade do oblíquo interno não foi

significativa no período antecipatório, tendo maior magnitude em exercícios de extensão bilateral de ombro.

Foi sugerido por Jari et al. (2001) que a atividade dos músculos lombares com 25% da CVM proporcionam co-contracção muscular e estabilidade para a articulação. Além disso, por atuarem no controle tônico da coluna lombar, multifidos são principalmente compostos por fibras do tipo I, portanto pesos relativamente baixos como 30% CVM são necessários para incrementar sua força e melhorar sua atuação.

O tempo EPA é considerado como uma etapa de planejamento motor e o APA uma tentativa de neutralização do distúrbio futuro. O período compensatório serve para recuperar o equilíbrio após uma perturbação real da postura do indivíduo (LEE, ARUIN, 2013). Tomando como base as definições supracitadas, entende-se que a função dos automatismos prévios e antecipatórios são muito semelhantes, justificando a ausência de diferença significativa entre a ação muscular destes primeiros estágios. Além disso, sabe-se que o período de recorte do sinal eletromiográfico é muito pequeno, o que reduz a probabilidade de ocorrerem grandes mudanças no recrutamento muscular. Como um contraponto, foi encontrada diferença significativa com relação ao tempo compensatório, o que pode ter relação com a existência de uma perturbação mais evidente após o início do movimento realizado pelos sujeitos.

O músculo reto abdominal não apresentou papel importante de estabilização através dos automatismos durante os exercícios realizados. Sua média não alcançou valor médio acima de 5%, o que pode ser explicado pelo fato de ser um músculo composto principalmente por fibras do tipo II, responsável por gerar movimentos amplos. Scariot et al. (2013), encontraram resultados parecidos em relação a ativação deste músculo, após um estudo de comparação entre uma superfície instável e estável, analisando APA e CPA durante uma perturbação prevista. O músculo RA apresentou diferença significativa entre os tempos APA e CPA, sendo o primeiro com maior atividade. Entretanto, não houve diferença significativa entre as duas situações.

Observação importante da FLEXBI é o aumento do percentual de ativação dos músculos estabilizadores após o  $T_0$ . Os valores relativos mostraram uma ativação média maior que 25%, sendo responsável pela neutralização da tendência de deslocamento do CM à frente. Isso se explica pela ação bilateral, dobrando a

carga dos MsSs e repercutindo, com o aumento da magnitude do torque flexor do tronco, em extrema perturbação do equilíbrio, deslocando o CM à frente e deflagrando uma resposta extensora para compensar a perturbação criada. No atual estudo, foi mais evidente por meio da atividade EMG do músculo MULTID, que dobrou sua ativação nos CPAs, sendo significativamente menor nos tempos EPA ( $p=0,021$ ) e APA ( $p=0,028$ ). Isso corrobora com a ideia deste músculo ser um importante estabilizador da coluna vertebral (FUJIWARA, 2003) e também pode indicar que este músculo pode agir preferencialmente mais tardiamente, quando considerada sua maior atividade em tempos CPAs do que APAs.

Ainda com respeito à FLEXBI, o ILEO mostrou uma peculiaridade: reduziu sua atividade no CPAE, mantendo-se semelhante no APA e CPAC. Resultados controversos do MULTIE aparecem na FLEXBI, quando no período EPA e APA seu valor médio de ativação é o dobro de MULTID. Do ponto de vista da ação motora, cada indivíduo usa seus músculos, de acordo com a pré-programação do córtex motor ou genética individual que dita a estratégia motora e sua intensidade (Almeida, 1999). A solução de um problema motor, como a instabilidade central gerada por um exercício de membro superior, pode ser considerada uma sinergia de acordo com Gelfand et al (1966) (apud ZATTARA;BOUISSET, 1988). Esse autor conceitua, a partir da hipótese de Bernstein, que a sinergia é uma interação fixa e reproduzível entre articulações controlada pelo SNC que envolve a preparação central para o movimento, não apenas o membro em movimento.

Como visto no estudo de Santos et al. (2010), quando o APA é utilizado em perturbações previstas não há um deslocamento do CM, considerando a neutralização do movimento indesejado. Isso pode ocorrer por uma ação sinérgica com outro músculo envolvido no ajuste postural, já que automatismos envolvem a contração de vários músculos estabilizadores da coluna, cujas ações ocorrem sinergicamente, tal como movimentos voluntários (KLOUS, MIKULIC e LATASH, 2012).

O exercício de FLEXUNI realizado com MSD em todos os sujeitos merece atenção pelo seu padrão assimétrico. Este movimento provoca efeitos de flexão, inclinação lateral e rotação da coluna vertebral, ou seja, seu efeito é tridimensional (MASSION, 1992). Em relação aos paraespinais, ILEOE, LONGE e MULTIE apresentaram maior ativação que seus pares contralaterais para todos os tempos. Os músculos LONGD, MULTID e ILEOD apresentaram diferença significativa entre

FLEXUNI e FLEXBI, o que vai ao encontro do padrão de perturbação biomecânica da tarefa executada. No movimento de flexão bilateral há maior tendência de deslocamento anterior do tronco e na flexão unilateral há múltiplas tendências, explicando a diferença na ação muscular, a qual parece seguir a lógica biomecânica e o princípio da conservação da energia e da ação sinérgica, considerando o caráter fásico, preciso e alternado das respostas motoras observadas durante as perturbações auto-iniciadas presentes nos exercícios estudados. A análise das sinergias multi-musculares revisado por Danion e Latash (2010) mostrou que existe um fenômeno, baseado nas sinergias que estabilizam a coordenação do centro de pressão, chamado de Ajuste Sinérgico Antecipatório (ASA – KLOUS; MIKULIC; LATASH, 2011; KRISHNAN; ARUIN, 2011). Fenômeno de esquema geral de controle neural da postura e do movimento. Os músculos longuíssimo do tórax e ileocostal são responsáveis por movimentos de extensão e rotação ipsilateral da coluna, o que explica sua atividade descrita anteriormente. Já o multífido, tem papel de extensão e rotação contralateral da coluna, por isso pode-se justificar por que sua atividade não foi tão alta quanto os outros músculos.

Os resultados do experimento de Aruin e Shiratori (2004) sugeriram que enquanto são gerados os APAs, o SNC usa informação da magnitude da perturbação. Corroborando com o estudo atual, visto que foi encontrado um maior APA na situação unilateral, assim como Hodges et al. (2000) que encontraram ativação prévia em músculos paraespinais e abdominais durante flexão unilateral de ombro. Os padrões de automatismos para cada situações de perturbação do equilíbrio podem variar de acordo com três fatores principais: a magnitude e direção da perturbação, a ação voluntária associada à perturbação e tarefa postural. É sabido que a execução de um ajuste postural está relacionado intimamente com a tarefa motora a ser executada. O autor relaciona esse resultado primeiramente com o processo de seleção da musculatura a ser utilizada para a execução da ação principal responsável pela perturbação, o que vem ao encontro dos resultados aqui encontrados, onde a magnitude da atividade dos músculos paraespinais foi maior durante o exercício de flexão bilateral do que o de flexão unilateral ( $p=0,001$ ).

Na prática utilizam-se exercícios para melhorar a estabilização central de indivíduos. O presente trabalho tem como objetivo prático, subsidiar os educadores

físicos e fisioterapeutas com conhecimento científico para que uma periodização para treinamento de músculos estabilizadores possa ser feita em situações de estabilidade ou instabilidade. Apesar disso, Aruin et al.(1998) defendem que não esperam ver efeitos de adaptação e aprendizagem, ao realizar estudos com perturbação externa em condições de instabilidade.

É possível concluir, analisando os valores percentuais de EMG, que houve co-contracção entre músculos flexores e extensores da coluna em ambos exercícios. Indo ao encontro deste resultado obtido, Scariot em 2012 encontrou uma coativação entre RA e paravertebrais em um estudo que analisou uma situação de perturbação prevista onde os sujeitos deveriam passar e receber uma bola com peso de acordo com a massa corporal. Outro achado relacionado com a co-contracção é evidenciado por Friedli em 1984, onde o autor menciona a existência de uma fase de frenagem que da sequência ao APA e conta com o trabalho da musculatura antagonista. A co-contracção pode ser considerada uma boa estratégia terapêutica para o treino da estabilidade central do corpo, como descrito por O'Sullivan et al. (1997). Este autor utilizou ensaios clínicos randomizados combinando treinos isolados (contracção voluntária do músculo com característica de atraso no *onset*) com treino funcional não-isolado (envolvendo co-contracção dos estabilizadores lombares) para mostrar melhora na dor, função e recorrência de dor lombar.

Assume-se como uma das limitações desse estudo valores altos de desvio padrão existentes, dado que pode ser explicado pela amostra reduzida e característica dos dados EMG, que indica ter alta variabilidade entre os indivíduos. Executar os movimentos com apenas três repetições foi uma escolha para dinamizar a coleta de dados, já que outros exercícios também foram avaliados.

## 5 CONCLUSÃO

Este estudo demonstra que as respostas advindas dos automatismos posturais durante a realização de exercícios apendiculares devem ser consideradas. Exercícios apendiculares podem ser utilizados como estratégias de treinamento da musculatura estabilizadora da coluna vertebral, a qual parece atuar sinergicamente em qualquer um dos tempos de antecipação à resposta de perturbação do equilíbrio (EPA, APA ou CPA). Conhecimentos acerca das respostas motoras e da atividade eletromiográfica dos músculos agonistas e estabilizadores da coluna vertebral durante exercícios calistênicos parecem ser úteis para prescrição de exercícios.

Os resultados desta pesquisa demonstram que os mesmos músculos podem variar a atividade elétrica em diferentes tempos de automatismo, indicando que a tipologia de fibra ou a velocidade de resposta à perturbação podem ocorrer seletivamente em alguns músculos estabilizadores da CV e não em outros. Além disso, o comportamento da atividade EMG dos músculos estabilizadores do centro de massa de sujeitos saudáveis que executam exercícios uni e bilaterais de membro superior respeitam padrões sinérgicos bem organizados, uma vez que percebe-se que o sequenciamento das ações musculares respeita as neutralizações realizadas em pares de agonistas com funções comuns e distintas entre si. Exercícios de flexão bilateral parecem exigir mais dos músculos paraespinais, enquanto o efeito de perturbação tridimensional provocado pela flexão unilateral com peso livre parece provocar maior co-ativação entre os músculos anteriores e posteriores da coluna. Sugere-se para outros estudos comparar a execução dos exercícios analisados em diferentes situações e com populações diferentes.

Embora as respostas obtidas por este estudo auxiliem na periodização de exercícios segmentares com objetivos ampliados ao treino de equilíbrio e à estabilização lombar, muitas investigações ainda são necessárias para auxiliar no melhor esclarecimento sobre o comportamento de agonistas e estabilizadores durante a prática de exercícios comuns em academias. Na tentativa de gerar conhecimentos sobre doenças específicas, é necessário diversificar as populações alvo dos próximos estudos, incluindo, além de sujeitos saudáveis, indivíduos com

sequelas motoras, como trauma raquimedular, atáxicos, lesões traumato ortopédicas e pós operatórios de cirurgia abdominal.

## REFERÊNCIAS

ALMEIDA, Gil Lúcio. Biomecânica e controle motor aplicado no estudo de disfunções motoras. **Motriz**, v. 5, n.2, p. 178-182, 1999.

ARUIN, Alexander; SHIRATORI, Takako. The effect of the amplitude of motor action on anticipatory postural adjustments. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 14, p. 455-462, 2004.

ARUIN, Alexander; FORREST, William; LATASH, Mark. Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. **Electroencephalography and clinical neurophysiology**, v. 109, p. 350-359, 1998.

BABINSKI J. L'asynergie cerebelleuse. **Revue de Neurologie** 1899; 7: 806-16.

BELEN'KII, V; GURFINKEL, V; PAL'TSEV, Y. Elements of control of voluntary movements. **Biofiz**, v. 10, p. 135–141, 1967.

BERTUCCO, M; CESARI, P; LATASH, Mark. Fitts' Law in early postural adjustments. **Neuroscience**, v. 231, p.61-69, 2013.

BOUISSET, S; ZATTARA, M. A sequence of postural movements precedes voluntary movement. **Neurosci Lett**, v. 22, p. 263–270, 1981.

BOUISSET, S; ZATTARA, M. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. **Journal of Biomechanics**, v. 20, n. 8, p. 735-742, 1987.

DANION, Frederich; LATASH, Mark. **Motor Control. Theories, experiments and applications**, 2010. Ed. Oxford University Press.

DeLUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **J. Appl. Biomec**, v. 13, p. 135-163, 1997.

European Applications of Surface Electromyography, Proceedings of the second general SENIAM workshop, Stockholm, Sweden, June 1997, is a publication of the SENIAM project, published by Roessingh Research and Development Seniam, Internet site address: <http://www.seniam.org>

FUJIWARA, K.; MAEDA, K.; TOYAMA, H. Influences of illusionary position perception on anticipatory postural control associated with arm flexion. **J. Electromyo. and Kinesiol**, v. 19, p.187–196, 2003.



FUJIWARA, K; TOMITA, H; KUROKAWA, N; ASAI, H; MAEDA, K. Effects of stance width on postural movement pattern and anticipatory postural control associated with unilateral arm abduction. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.19, p. 187-196, 2009.

HODGES, Paul; CRESSWELL, Andrew; THORSTENSSON, Alf. Preparatory trunk motion accompanies rapid upper limb movement. **Exp Brain Res**, v. 124, p. 69-79, 1999.

KANDEL, E; SCHWARTZ, J; JESSELL, T. **Princípios da Neurociência**. 4 ed. Manole, 2000.

KLOUS, M.; MIKULIC, P.; LATASH, M. Two aspects of feedforward postural control: anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments. **Journal of Neurophysiology**, v. 105, p.2275-88, 2011.

KRISHNAN, Vennila; LATASH, Mark; ARUIN, Alexander. Two stages and three components of the postural preparation to action. **Exp Brain Res**, v. 212, p. 47-63, 2011.

KRISHNAN, Vennila; LATASH, Mark; ARUIN, Alexander. Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations. **Clinical Neurophysiology**, v. 123, p. 1016-1026, 2012.

LEE, Yun-Ju; ARUIN, Alexander. Three components of postural control associated with pushing in symmetrical and asymmetrical stance. **Exp Brain Res**, v. 228, p. 341-352, 2013.

MARSHALL, Paul; MURPHY, Bernadette. Delayed abdominal muscle onsets and self-report measures of pain and disability in chronic low back pain. **Journal of Electromyography and Kinesiology** (2009), doi: 10.1016/j.jelekin.2009.09.005.

MASSION, Jean. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. **Progress in Neurobiology**, Great Britain, v. 38, p. 35-56, 1992.

NOUILLOT, P; BOUISSET, S & Do MC. Do fast voluntary movements necessitate anticipatory postural adjustments under asymmetrical perturbations and during standing on rollerskates. **Clin Neurophysiol**, v. 111, p. 613-623, 1992.

O'SULLIVAN, P; TWOMEY, L; ALLISON G. Evaluation of specific stabilising exercise in the treatment of chronic low back pain with radiological diagnosis of spondylolysis or spondylolsthesis. **Spine**, v. 24, p. 2959–2997, 1997.

RASCH, P. J. **Cinesiologia e Anatomia Aplicada**. Ed. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1991

SANTOS, Marcio; KANEKAR, Neeta; ARUIN, Alexander. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyography analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, p. 388-497, 2010.

SANTOS, Marcio; KANEKAR, Neeta; ARUIN, Alexander. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Biomechanical analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, p. 398-405, 2010.

SCARIOT, V. et al. Ajustes posturais antecipatórios e compensatórios ao pegar uma bola em condição de estabilidade e instabilidade postural. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 19, n. 3, p. 228-235, 2012.

SANTOS, Marcio; ARUIN, Alexander. Role of lateral muscles and body orientation in feedforward postural control. **Exp Brain Res**, v.184, p. 547–559, 2008.

ZATTARA, M; BOUISSET, S. Posturo-Kinetic organisation during the early phase of voluntary upper limb movement. 1 Normal subjects. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, France, v. 51, p. 956-965, 1988.

## APÊNDICE A

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

**ESTUDO: “Automatismos posturais durante exercícios apendiculares uni e bilaterais de membro superior: um estudo eletromiográfico.”**

OBJETIVO DA PESQUISA: Investigar o comportamento eletromiográfico dos músculos estabilizadores da coluna vertebral durante exercícios apendiculares de membros superiores com peso.

Você esta sendo convidado(a) a participar da pesquisa que faz parte de um Trabalho de Conclusão de Curso de Bacharelado em Educação Física, da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. As informações necessárias sobre a pesquisa estão citadas no documento abaixo.

Eu, \_\_\_\_\_, abaixo assinado(a) após leitura desse documento, estando ciente de todas estas informações, concordo de livre e espontânea vontade em participar do presente estudo como voluntário. Este estudo pretende verificar as ações musculares ocorridas na musculatura estabilizadora da coluna vertebral durante a execução de diferentes exercícios de braços, com a utilização de pesos livres.

Estou ciente que:

- A pesquisa será desenvolvida no Laboratório de Pesquisa em Exercício, da Escola Superior de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, localizada em Porto Alegre.
- Realizarei uma sequência de exercícios com a utilização de pesos livres. Nesta ocasião, serão colocados sobre a pele eletrodos adesivos, conectados a um eletromiógrafo, aparelho que medirá a atividade elétrica de músculos envolvidos no exercício, sendo que estes não causarão nenhum risco a minha saúde.
- Estou ciente que a preparação para a colocação dos eletrodos envolve tricotomia (retirada dos pelos) que será realizada com uma gilete descartável, que será corretamente descartada após seu uso.

- Ficarei de pé sobre uma plataforma de baropodometria, para que seja detectado o centro de força do meu corpo, sendo que este aparelho não provoca problemas à saúde.
- Não haverá custos e nem remuneração para o voluntário participante da amostra da pesquisa.
- A pesquisa não oferece riscos ao voluntário e o pesquisador se compromete a tratá-lo (a) com o devido respeito profissional;
- A participação é totalmente voluntária sendo que o participante pode desistir no momento que desejar, sem a necessidade de qualquer explicação;
- A publicação dos dados será sempre de forma anônima e não identificada, garantindo em tudo a sua privacidade;
- Caso eu desejar poderei pessoalmente tomar conhecimento dos resultados;
- O pesquisador explicará como será feito o estudo no início da avaliação e esclarecerá as eventuais dúvidas dos participantes;
- Qualquer dúvida também poderá ser esclarecida através do telefone ou e-mail da pesquisadora Flávia Martinez que constam neste documento;
- Após o preenchimento do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, o participante será avaliado conforme descrito anteriormente;
- Este Termo de Consentimento Livre e Esclarecido deve ser preenchido em duas vias, ficando uma com o participante e outra com o pesquisador responsável;

Esse projeto está sob a responsabilidade da Professora Doutora Flávia Gomes Martinez.

---

Pesquisador Responsável  
Flávia Gomes Martinez  
Tel: (51) 81468536  
flaviamartinez@terra.com.br

---

Voluntário