

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL**

**ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA**

**Juliana Obino Mastella**

**ANÁLISE DA FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO E DA ELETROMIOGRAFIA DE  
SUPERFÍCIE DOS MÚSCULOS TRÍCEPS BRAQUIAL, PEITORAL MAIOR,  
OBLÍQUO EXTERNO E ILIOCOSTAL LOMBAR, DURANTE *PUSH-UPS* COM  
DOIS, TRÊS E QUATRO APOIOS**

**Porto Alegre**

**2010**

**Juliana Obino Mastella**

**ANÁLISE DA FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO E DA ELETROMIOGRAFIA DE  
SUPERFÍCIE DOS MÚSCULOS TRÍCEPS BRAQUIAL, PEITORAL MAIOR,  
OBLÍQUO EXTERNO E ILIOCOSTAL LOMBAR, DURANTE *PUSH-UPS* COM  
DOIS, TRÊS E QUATRO APOIOS**

**Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como  
requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em  
Educação Física pela Universidade Federal do Rio Grande  
do Sul.**

**Orientador: Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss**

**Porto Alegre**

**2010**

## AGRADECIMENTOS

Gostaria de deixar registrado meu agradecimento a todos aqueles que me ajudaram ao longo deste trabalho, e não só a estes, mas também àqueles que me possibilitaram o ingresso à Universidade e aos que acompanharam durante esses últimos anos.

Primeiramente, gostaria de agradecer ao professor, treinador, amigo Cláudio Franzen. Afinal, sem ele não teria sequer idéia para este estudo. Obrigada por me apresentar a ginástica aeróbica e por se mostrar sempre disponível desde o meu primeiro semestre na faculdade, sem pedir nada em troca além do comprometimento. Não bastasse isso, muito obrigada pela paciência e pela colaboração ao longo deste trabalho.

Agradeço a todos os colegas do antigo grupo de ginástica aeróbica: Lica, Jackson, Fernando, Geraldo, Malu e demais pessoas que participaram como amostra e colaboraram com este estudo.

Ao meu orientador, Jefferson Loss, agradeço por acolher a minha idéia, pelo apoio desde o início do projeto e durante todo o desenvolvimento do trabalho.

Ao Marcelo La Torre por se mostrar disponível e me auxiliar durante todas as coletas, me orientar no tratamento dos dados e tirar minhas dúvidas sempre que possível. Agradeço também a todos os demais que me ajudaram ao longo das coletas. Muito obrigada.

Ao meu cunhado Renan por ter me ajudado nesse trabalho de todas as formas que ele podia. Muito obrigada pela paciência, pela “força”, pela ajuda nos procedimentos estatísticos e por responder a todas as minhas dúvidas durante as análises, além das pizzas nos momentos mais adequados. Agradeço ainda pelo incentivo a um novo caminho a ser seguido.

Aos professores que mais me marcaram ao longo da graduação: Alvaro, Ronei, Cláudia Lima, Marco Vaz e Martha.

À professora Sidia por ter me recebido como aluna mesmo sendo de outro curso, por me ajudar a suprir uma das lacunas no nosso currículo.

Ao professor José Cláudio por ter me recebido como aluna, ter aberto as portas do laboratório, ter ampliado minha visão sobre bioquímica e por ter me proporcionado uma das melhores experiências que tive ao longo da graduação.

Ao meu namorado, Marcelo, pela companhia, carinho, apoio, ajuda, parceria ao longo de todo o curso. Pela paciência em agüentar as minhas oscilações de humor nos momentos mais atarefados. Pelo incentivo a continuar estudando e ter novas perspectivas.

Aos meus pais por sempre terem me apoiado nas minhas escolhas, pela compreensão, carinho, e pela paciência na minha ausência nos últimos meses (anos) além do humor um pouco prejudicado em épocas mais estressantes.

À minha maninha e sua amiga Rita pela companhia nos momentos mais difíceis de se concentrar para continuar escrevendo.

Por último, agradeço à impressora que dessa vez não falhou na impressão.

## RESUMO

Há carência de estudos sob diferentes enfoques que poderiam ser dados à Ginástica Aeróbica Esportiva. Uma possível abordagem, buscando uma melhor compreensão dos fatores inerentes à modalidade, é a análise dos aspectos biomecânicos e/ou cinesiológicos dos elementos de dificuldade. Os *push-ups* realizados com o apoio de ambos os pés e uma das mãos (P3A), assim como os executados com o apoio de apenas um dos pés e uma das mãos (P2A) são alguns desses elementos. Assim, visando compreender melhor o P2A e P3A, o objetivo deste estudo foi analisar as variações da força de reação do solo aplicada verticalmente ( $F_z$ ) ao membro superior dominante, durante *push-ups* com dois e três apoios, utilizando os com quatro apoios (P4A) como referência. Além disso, foi analisada a posição do centro de massa (CM) em cada *push-up* e a eletromiografia (EMG) de superfície dos músculos tríceps braquial (TB) e peitoral maior (PM) do lado dominante, oblíquo externo (OE) e iliocostal lombar (IL) bilaterais, em 12 indivíduos. Para aquisição dos dados foram utilizados dois eletromiógrafos de 4 canais e uma Plataforma de Força à base de *strain-gauges*. Para filtragem, processamento e análise dos sinais de EMG e da  $F_z$  foi utilizado o software SAD32, além do Matlab 7.0 para o processamento dos dados de  $F_z$ . A  $F_z$  média sobre os membros superiores foi maior em P4A do que em P2A e P3A, não havendo diferença entre os dois. O CM foi significativamente deslocado no sentido craniocaudal de P4A para P2A e P3A, porém não houve diferença entre P2A e P3A. A ativação do IL oposto ao braço de apoio foi maior em P3A e P2A do que em P4A, não diferindo entre si. Os resultados demonstraram que o padrão de ativação dos músculos analisados varia conforme o número de apoios em *push-ups*.

Palavras-chave: *Push-up*. Força de reação do solo. Eletromiografia.

## LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E UNIDADES

CM – Centro de massa

CP<sub>M</sub> – Centro de pressão da palma da mão

CVM – Contração voluntária máxima

d<sub>CM</sub> – Distância do centro de massa no sentido craniocaudal

d<sub>mp</sub> – Distância entre o centro da palma da mão apoiada e o centro da ponta do pé apoiado

EL – Eretores da coluna lombar

EMG – Eletromiografia

F<sub>e</sub> – Força externa

F<sub>p</sub> – Força peso

F<sub>r</sub> – Força de reação do solo

F<sub>x</sub> – Força médio-lateral

F<sub>y</sub> – Força ântero-posterior

F<sub>z</sub> – Força vertical

F<sub>zmax</sub> – Força de reação do solo vertical máxima

F<sub>zmed</sub> – Força de reação do solo vertical média

GA – Ginástica Artística

GAE – Ginástica Aeróbica Esportiva

ILCD – Iliocostal correspondente ao lado contrário ao dominante

ILD – Iliocostal correspondente ao lado dominante

kg – Quilograma; unidade de massa

m – Metro; unidade de comprimento

M<sub>x</sub> – Momento correspondente à força médio-lateral

M<sub>y</sub> – Momento correspondente à força ântero-posterior

M<sub>z</sub> – Momento correspondente à força vertical

N – Newton; unidade de força

OE – Abdominal oblíquo externo

OI – Abdominal oblíquo interno

OLCD – Abdominal oblíquo externo correspondente ao lado contrário ao dominante

OLD – Abdominal oblíquo externo correspondente ao lado dominante

PA – Potencial de ação

P2A – *Push-up* realizado com dois apoios: um dos pés e uma das mãos

P3A – *Push-up* realizado com três apoios: ambos os pés e uma das mãos

P4A – *Push-up* realizado com quatro apoios: ambos os pés e as mãos

PM – Peitoral maior

TB – Tríceps braquial

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>8</b>
1.1	OBJETIVO GERAL .....	11
1.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS[Digite uma citação do documento ou o resumo de uma questão interessante. Você pode posicionar a caixa de texto em qualquer lugar do documento. Use a guia Ferramentas de Caixa de Texto para alterar a formatação da caixa de texto da citação.] .....	12
<b>2</b>	<b>REFERENCIAL TEÓRICO.....</b>	<b>13</b>
2.1	FORÇA EXTERNA .....	13
2.1.1	<i>Caracterização</i> .....	13
2.1.2	<i>Respostas da força de reação do solo em push-ups</i> .....	16
2.2	ELETROMIOGRAFIA.....	20
2.2.1	<i>Caracterização, vantagens, vieses e aplicabilidade</i> .....	20
2.2.2	<i>Eletromiografia dos músculos tríceps braquial, peitoral maior, oblíquo externo e eretores da coluna lombar, em push-ups</i> .....	22
<b>3</b>	<b>PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS .....</b>	<b>26</b>
3.1	PROBLEMA .....	26
3.2	CONJECTURAS INICIAIS .....	26
3.3	DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS .....	27
3.3.1	<i>Variáveis Dependentes</i> .....	27
3.3.2	<i>Variáveis Independentes</i> .....	28
3.3.3	<i>Variáveis de Controle</i> .....	30
3.3.4	<i>Variáveis Intervenientes</i> .....	30
3.4	POPULAÇÃO E AMOSTRA .....	31
3.5	ASPECTOS ÉTICOS .....	31
3.6	DELINEAMENTO METODOLÓGICO.....	32
3.7	TRATAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS .....	34
3.8	INSTRUMENTOS DA COLETA DE DADOS .....	35
3.9	SOFTWARES UTILIZADOS.....	35
3.10	PROCEDIMENTOS ESTATÍSTICOS .....	35
<b>4.</b>	<b>APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....</b>	<b>37</b>
4.1	FORÇA EXTERNA .....	37
4.2	ELETROMIOGRAFIA .....	41
<b>5</b>	<b>LIMITAÇÕES DO ESTUDO .....</b>	<b>47</b>
<b>6</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>48</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>50</b>
	<b>ANEXO I – TERMO DE CONSENTIMENTO.....</b>	<b>54</b>
	<b>ANEXO II – TABELAS.....</b>	<b>58</b>

# 1 INTRODUÇÃO

O exercício e atividade física estão presentes na vida das pessoas em diferentes formas, quantidades e intensidades. Estas práticas nos acompanham em diversos ambientes: em casa, no parque, na escola, no trabalho, na academia, nos clubes, etc. A procura pelo exercício físico orientado se dá por variados motivos (SILVA *et al.* 2008): desde a simples recreação ao aperfeiçoamento no alto rendimento esportivo; alguns buscam uma maior interação social; há os que se prendem ao resultado estético; outros pretendem restabelecer ou melhorar a saúde em geral (MEAD *et al.* 2009; ANGEVAREN *et al.* 2008; LEIJON *et al.* 2008; DE MELLO *et al.* 2005), dentre outros. A ginástica pode ser compreendida como uma das áreas em que se trabalha com o rendimento esportivo. A Federação Internacional de Ginástica (FIG) reconhece diferentes modalidades de ginástica: ginástica artística, ginástica rítmica, ginástica geral, ginástica de trampolim, ginástica acrobática e a ginástica aeróbica esportiva (GAE), a qual será abordada neste estudo.

A GAE chegou ao Brasil por volta de 1984. Em 1995 foi agregada à FIG, oficializando-a como modalidade esportiva internacionalmente reconhecida. Nesse mesmo ano, a partir da dissociação de uma confederação mais antiga, surgiram mais duas associações internacionais: a FISAF (Federation of International Sports Aerobics and Fitness) e a ANAC (Association of National Aerobic Championships), as quais vigoram até hoje (POLI 2006).

No Brasil, em 2006, a CBG (Confederação Brasileira de Ginástica) já contava com 600 ginastas de GAE cadastrados, participantes das competições oficiais nacionais desde 1995 (POLI, 2006). Considerando que os atletas também podem estar filiados à FISAF, ANAC ou IAF (International Aerobic Federation) para participação em competições internacionais, nota-se que, apesar de não ser um esporte olímpico, existe um grande número de atletas de alto nível competitivo. Além disso, também há outros praticantes desde a iniciação esportiva, dos quais não se tem registro exato da quantidade. Segundo Poli (2006), só no Brasil, estimava-se um número de 3000 atletas não federados. Com base nesses dados, observa-se um público que potencialmente se beneficiaria diretamente por uma maior e melhor compreensão dos fatores que caracterizam e interferem nesse esporte.

Apesar da importância constatada, há uma lacuna na literatura de expressão internacional para melhor esclarecimento das questões relacionadas a essa modalidade visando fornecer maior subsídio para a criação de coreografias e organização dos treinamentos. Uma possível abordagem a ser dada, buscando uma melhor compreensão dos

fatores inerentes à modalidade, é a análise dos aspectos biomecânicos e/ou cinesiológicos dos elementos de dificuldade. Conhecendo as características biomecânicas e cinesiológicas do atleta e dos elementos que podem ser selecionados, pode-se auxiliar na seleção daqueles em que o indivíduo apresentará melhor desempenho e a melhor seqüência destes elementos durante a coreografia. A pesquisa auxilia a desenvolver uma melhor prescrição e periodização dos treinos e, para tanto, é necessário conhecimento de diferentes áreas: fisiologia do exercício, bioquímica do exercício, psicologia do esporte... E dentre estas áreas temos a biomecânica e cinesiologia como importantes aliados para o desenvolvimento de um treinamento mais individualizado (ELLIOT 1999).

Os atletas de GAE podem participar das competições em diferentes categorias: individual feminino e masculino, duplas mistas, trios ou em grupos. A avaliação é feita sob o ponto de vista técnico e artístico, observando a demonstração de ritmo, sincronismo e quatro elementos obrigatórios: força estática, força dinâmica, salto e flexibilidade, numa coreografia de aproximadamente 1min 45s, com deslocamento e transições, utilizando movimentos coreográficos entre um elemento e outro (ATKINSON *et al.* 2009). Dentre os elementos de força dinâmica, um dos mais básicos e que normalmente compõe as coreografias, desde as categorias mais baixas até os seniores (pelo menos 18 anos), são os da família dos *push-ups*<sup>1</sup>.

No código de pontuação da FIG são apresentados 13 diferentes tipos de *push-ups* com pontuações próprias, dentre os quais o atleta deve eleger um para representar seu elemento obrigatório desta categoria. Uma das principais características que diferencia esses diversos tipos é o número de apoios dos pés e mãos, o que determina o grau de dificuldade do elemento, dando-lhe uma pontuação maior ou menor (ATKINSON *et al.* 2009). Com pontuações intermediárias, temos os *push-ups* realizados com apoio de ambos os pés e apenas uma das mãos, o qual será referido como *push-up* de três apoios (P3A), e o *push-up* realizado com apoio de apenas um dos pés e uma das mãos, ou seja, *push-up* de dois apoios (P2A), os quais serão abordados neste estudo.

Foram encontrados poucos estudos a respeito deste esporte como, por exemplo, sobre a capacidade anaeróbia e aeróbia destes atletas (HARUHI *et al.* 2007). Apesar de haver estudos relativos a *push-ups* com apoio de apenas um braço (CHOU *et al.* 2002b; FREEMAN *et al.* 2006; DONKERS *et al.* 1993), o exercício analisado apresenta características técnicas que diferem da P3A da GAE. Portanto, não há pesquisa, de nosso conhecimento, sobre o

---

<sup>1</sup> *Push-up* padrão: apoio ao solo comum, onde se inicia na posição de quatro apoios (ambos os pés e mãos), com cotovelos e joelhos estendidos, flexiona-se os cotovelos aproximando o tronco do solo, em seguida retornando à posição inicial, estendendo os cotovelos.

comportamento das forças de reação ao solo e ativação dos principais músculos envolvidos especificamente nos diferentes *push-ups* da GAE. Com relação aos *push-ups* em geral, há estudos que avaliaram os tipos mais utilizados do apoio ao solo convencional de diversas formas e enfoques.

Dentre esses artigos, muitos tiveram uma abordagem mais clínica, avaliando a sobrecarga sobre articulações como o cotovelo, conforme diferentes posições das mãos em relação aos ombros (AN *et al.* 1992; AN *et al.* 1990; DONKERS *et al.* 1993), diferentes posições da rádio-ulnar (CHOU *et al.* 2002b), antecedido de queda com diferentes angulações do cotovelo na posição inicial (CHOU *et al.* 2002a); carga compressiva na coluna (FREEMAN *et al.* 2006) e também carga sobre o punho e ombros (AN *et al.* 1990); ou ainda avaliando a ativação dos estabilizadores da escápula frente a diferentes tipos de apoio ao solo (LEAR & GROSS 1998; LUDEWIG *et al.* 2004). Outros pesquisadores visaram aprofundar o conhecimento para prescrição de treinamento, buscando compreender as interações musculares e diferentes formas de ativação dos principais agonistas neste exercício, variando o posicionamento das mãos (COGLEY *et al.* 2005; LEAR & GROSS 1998), dos pés (GOUVALI *et al.* 2005) ou usando o apoio dos joelhos (HOWARTH *et al.* 2008; LUDEWIG *et al.* 2004). Alguns destes mediram apenas a ativação de músculos do membro superior dominante, como o tríceps braquial e peitoral maior (COGLEY *et al.* 2005; GOUVALI *et al.* 2005), outros avaliaram músculos do tronco como serrátil anterior, trapézio superior (GROSS 1998; LUDEWIG *et al.* 2004), reto abdominal, eretores da coluna, oblíquo externo, oblíquo interno (HOWARTH *et al.* 2008). Já Freeman *et al.* (2006) reuniram tanto eletromiografia (EMG) de superfície de músculos dos membros superiores e do tronco em variados tipos de *push-ups*, assim como a força articular compressiva sobre a coluna.

Apesar de existirem estudos que objetivaram conhecer melhor as características dinâmicas e de ativação muscular durante diferentes *push-ups*, a maioria avaliou variações do modelo convencional de apoio ao solo, o que torna estes exercícios diferentes dos *push-ups* com dois e três apoios utilizados na GAE, provavelmente levando a outras ativações tanto de músculos do tronco como do membro superior utilizado.

Considerando um *push-up* padrão, quatro apoios, pode-se observar a presença de quatro forças de reação do solo ( $F_r$ ), as quais refletem a distribuição da força necessária para manter o indivíduo estável entre os pontos de apoio. A  $F_r$  é proporcional à força peso ( $F_p$ ) do sujeito testado e pode ser representada de forma absoluta (N ou Kg), ou relativa ( $\%F_p$ ). A distribuição da carga ( $F_p$ ) não será necessariamente proporcional entre membros superiores e

inferiores, porém em quatro apoios espera-se que haja um equilíbrio entre os membros correspondentes, opostos lateralmente.

A distribuição da carga nos pontos de apoio pode ser afetada pela alteração do número de apoios dos pés e das mãos. No caso do P3A, quando comparado ao padrão, há a possibilidade de que  $F_r$  que antes era suportada pelo braço agora não apoiado ao solo seja totalmente transferida para os membros inferiores, não alterando a força desempenhada pelo membro superior ativo; ou poderia este braço assumir toda a  $F_r$  que era suportada por ambos os braços; ou ainda, haver uma redistribuição parcial desta carga, parte sobrecarregando o membro superior ativo e o restante sendo adicionado aos membros inferiores. Tão pouco se sabe o que esperar durante o P2A. Essas questões não estão bem esclarecidas e são algumas das quais pretendemos responder.

Sabe-se que a  $F_r$  inicial para manter a posição do apoio é redistribuída nos membros superiores conforme um afastamento maior ou menor dos braços em relação aos ombros (GOUVALI *et al.* 2005), tanto no eixo mediolateral, quanto craniocaudal. O mesmo poderá ocorrer com o afastamento dos pés em relação aos quadris, que é uma característica dos *push-ups* de um braço da GAE, sendo mais uma questão técnica que diferencia os *push-ups* convencionais dos P2A e P3A utilizados pelos atletas e demais praticantes de GAE.

Howarth *et al.* (2008) não encontraram uma ativação importante dos eretores da coluna tanto torácica quanto lombar em *push-ups*, os quais foram realizados em uma condição de maior estabilidade do tronco em relação ao P2A e P3A, provavelmente exigindo menos destes músculos. Já nos P3A e P2A há um aumento progressivo de instabilidade do tronco conforme a diminuição do número de apoios, o que poderia exigir um maior recrutamento destes músculos para manutenção do tronco estável, em paralelo ao solo. Visando elucidar melhor estas questões, este estudo analisou as variações na  $F_r$  aplicada ao membro superior dominante, assim como a eletromiografia de superfície dos músculos tríceps braquial e peitoral maior do lado dominante, oblíquo externo e eretores da coluna lombar, durante *push-ups* com três e dois apoios, tendo os *push-ups* de quatro apoios como referência.

## 1.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo do presente estudo foi analisar a força de reação do solo vertical sobre o membro superior ativo e a eletromiografia de superfície dos músculos tríceps braquial, peitoral maior, oblíquo externo e iliocostal lombar, durante *push-ups* com quatro, três e dois apoios.

## 1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

- a) Comparar a força de reação do solo vertical atuante sobre o membro superior ativo, durante *push-ups* com quatro, três e dois apoios;
- b) Estimar a posição do centro de massa a partir da força de reação do solo vertical nos *push-ups* com quatro, três e dois apoios, e comparar essas posições;
- c) Comparar a eletromiografia de superfície dos músculos tríceps braquial, peitoral maior, oblíquo externo e iliocostal lombar, durante *push-ups* com quatro, três e dois apoios.

## REFERENCIAL TEÓRICO

Não foram encontrados estudos específicos relacionados à comparação das respostas da força de reação do solo e eletromiografia, durante *push-ups* com três e dois apoios. Apesar disso, pode-se obter algumas informações importantes a partir daqueles que investigaram as modificações das  $F_r$ , assim como EMG dos músculos envolvidos, durante *push-ups* diferentes. Quando se considera a execução padrão – quatro apoios – frente a variações no número de apoios, e analisando-se os dados referentes a *push-ups* com o apoio de uma das mãos e ambas as pernas, pode-se ter indícios sobre o que ocorre durante P3A e P2A.

Para desenvolver esse raciocínio, foram abordados dois tópicos principais: eletromiografia e força de reação do solo. Em cada um destes tópicos, foram inicialmente apresentados de forma geral os conceitos de cada um, sua importância para o entendimento de variados exercícios e atividades físicas que se pretenda estudar, sua aplicabilidade, assim como as variáveis que interferem em seus resultados. Após, de maneira mais específica, esses conceitos e essas informações descritas anteriormente serão vinculadas ao estudo dos P3A e P2A da GAE, tendo como referência o *push-up* com quatro apoios e suas variações abordadas em estudos anteriores. Os trabalhos sobre *push-ups* existentes que possam auxiliar a entender o problema em questão serão apresentados e relacionados a fim de entender-se o que deve ocorrer com a  $F_r$  aplicada ao membro superior dominante, durante *push-ups* com três e dois apoios, assim como as diferentes EMG dos músculos tríceps braquial e peitoral maior do membro dominante, oblíquo externo e eretores da coluna lombar nesses exercícios.

### 2.1 FORÇA EXTERNA

#### 2.1.1 Caracterização

Acredita-se que um maior conhecimento acerca das características e mecanismos dos movimentos desempenhados, por exemplo, em uma determinada modalidade esportiva, irá fornecer informações benéficas tanto para os professores e os treinadores, como para os atletas. A partir desse conhecimento esses profissionais estarão mais aptos a reconhecer e corrigir falhas no desempenho, assim como a ensinar os alunos. (ELLIOT 1999)

A biomecânica enfocando os movimentos do corpo humano, visando à descrição, análise e interpretação destes, agrega conhecimentos de diferentes áreas: física, química,

matemática, fisiologia, anatomia, entre outras. Para esse estudo, estrutura-se com diferentes enfoques: cinemático, dinâmico, antropométrico e biomecânico dos tecidos, os quais muitas vezes são abordados de maneira associada (SILVA 2000).

Dentre os diversos enfoques que podem ser dados para o estudo de uma técnica esportiva, a compreensão, identificação e análise das forças atuantes no corpo do indivíduo mostram-se importantes. De modo geral, pode-se dividir o estudo destas forças em: forças internas (forças musculares ( $F_M$ ), forças articulares ( $F_A$ )) e forças externas aplicadas ao corpo humano ( $F_e$ ). As medidas de  $F_e$  representam a magnitude da carga, direção e sentido em que são aplicadas aos diferentes segmentos do corpo (NIGG 1999). A  $F_r$  é uma das  $F_e$  que podem ser aplicadas a um indivíduo e, em relação à força que o indivíduo faz contra o solo, ela apresenta a mesma magnitude e direção, porém age no sentido contrário (ALLARD *et al.* 1995).

Considerando que para gerar movimento o indivíduo deverá se opor a essas  $F_e$ , temos um forte indicador com relação às forças internas geradas em resposta, o qual pode ser medido de forma não invasiva: a  $F_e$ . Para tanto, as plataformas de força triaxiais são utilizadas como ferramentas básicas para adquirir-se as medidas de  $F_x$  (força médio-lateral),  $F_y$  (força ântero-posterior),  $F_z$  (força vertical) e seus respectivos momentos:  $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$  (SILVA 2000).

Uma dada força externa pode ser modificada alterando-se a massa, ou velocidade de descolamento do corpo que a gerou. Este último pode ser externo ao indivíduo testado, ser o próprio segmento atuante, ou o corpo inteiro, que gera uma força de reação proporcional ao seu peso, na mesma direção e sentido contrário quando em contato com o solo.

Quando essas forças são aplicadas em determinadas partes do corpo, ocasionando um movimento rotacional em torno de um eixo (articulação), temos a geração de momento (SIMPSON. K. 2009). Este, internamente, é gerado por músculos diferentes cujo controle em uma ou mais articulações está relacionado às atividades físicas. Na manutenção de uma postura estática, o somatório dos momentos em cada sentido devem se equivaler. Para haver movimento em um determinado sentido, o conjunto de momentos neste deve superar o do contrário. Assim, a existência de um determinado movimento está relacionada aos momentos gerados nas articulações envolvidas.

O momento é determinado não apenas pelas forças que atuam num corpo gerando movimento rotacional em torno de um eixo, mas também à distância perpendicular entre a linha de ação da força e esse eixo. Assim, mesmo que a magnitude da força seja mantida, caso a distância entre onde ela é aplicada e o eixo seja alterada, a geração de momento também o será. Igualmente pode-se afirmar que, caso modifique-se a distância perpendicular dessa força

em relação ao eixo, a força necessária para gerar um mesmo momento será outra. Logo, o conhecimento do momento e das variáveis que o constitui pode nos ajudar a entender como realizar um determinado exercício, solicitando diferentes níveis de forças, alterando-se características técnicas do movimento.

A análise das forças em um movimento e a relação delas entre si são feitas com diferentes fins. Ao estudar-se a marcha de indivíduos distintos, estabelecendo-se um padrão comum, pode-se além de compreender o gesto e suas fases, detectar anomalias em pacientes, acompanhar e orientar um tratamento, por exemplo. Neste contexto, temos o exemplo de Shultz *et al.* (2009) que verificaram a existência de alterações na biomecânica dos membros inferiores, durante diferentes cadências em crianças com e sem sobrepeso, ressaltando as implicações ortopédicas em longo prazo.

O estudo das forças também tem sua contribuição para o âmbito esportivo. Essas informações, muitas vezes associadas a outras, podem ser importantes para detecção de movimentos lesivos ao atleta (KOH *et al.* 1992); sugerir mudanças na técnica; acrescentar exercícios para a manutenção do equilíbrio agonista/antagonista, visando à manutenção da estabilidade das articulações (RUSSELL *et al.* 1995); auxiliar na escolha dos exercícios para a prescrição e periodização de um treinamento; dentre outras.

Considerando a ginástica, há trabalhos relacionados ao impacto biomecânico de diferentes saltos (SEEGMILLER & MCCAWE 2003); às características mecânicas da técnica em um dado aparelho (FUJIHARA *et al.* 2009), que podem auxiliar a detectar os fatores contribuintes para a incidência de certas lesões e, a partir disso, pensar-se em alternativas para tentar minimizar esses danos. Além disso, aliado a outros, esse conhecimento pode ajudar a identificar pré-requisitos físicos e antropométricos para que o ginasta obtenha sucesso ao realizar um salto de dificuldade (BRADSHAW & LE ROSSIGNOL 2004); analisar as interações do atleta com as diferentes superfícies (ARAMPATZIS *et al.* 2004), assim como as propriedades mecânicas dessas superfícies (GATTO *et al.* 1992); verificar a relação entre duas técnicas, onde uma poderá ser utilizada como um primeiro estágio para a execução da outra (KOLAR *et al.* 2002); aferir as forças atuantes em um determinado exercício, sugerindo cuidados para a prevenção de lesões e estresse desnecessário (KOH *et al.* 1992). Esses dados, aliados a outras técnicas, podem inclusive servir para o desenvolvimento de modelos matemáticos e *softwares* que possibilitem simular um indivíduo de interesse, realizando uma determinada técnica. Esses programas podem ser úteis, por exemplo, para verificar a possibilidade de o atleta realizar um movimento, o impacto que será gerado nas articulações caso faça diferentes ajustes nessa técnica, e assim por diante.

Portanto, o conhecimento das forças atuantes em uma dada técnica é um importante aliado para conhecer os impactos gerados e as alternativas para amenizá-los quando possível; melhorar o desempenho a partir de pequenas variações que ajudem a exigir menos força num movimento; melhorar a organização do treinamento, preparando o iniciante, ou atleta para as exigências que lhe serão feitas na execução de uma habilidade, entre outras aplicações. Mesmo existindo pesquisas sobre a ginástica com esses enfoques, elas estão relacionadas principalmente à ginástica artística (GA), provavelmente por tratar-se de uma modalidade olímpica. Mesmo a GAE utilizando muitas técnicas de saltos similares à GA, faltam dados relacionados a muitos elementos executados por praticantes da modalidade ginástica GAE, como as P2A e P3A.

### **2.1.2 Respostas da força de reação do solo em *push-ups***

Compreender as diferentes  $F_r$  e o seu comportamento, nos *push-ups* realizados pelos praticantes de GAE, apresenta-se importante para esta modalidade de ginástica assim como para outras técnicas utilizadas em diversas práticas esportivas (ELLIOT 1999). Desta forma pode se conhecer as características, semelhanças e diferenças desses elementos da rotina coreográfica, fornecendo informações relevantes para os treinadores, professores e, portanto, para os praticantes e atletas dessa modalidade. Esse conhecimento sobre os elementos integrantes das rotinas coreográficas pode fornecer subsídio para a criação e organização delas. Conhecendo as características biomecânicas e cinesiológicas dos elementos que podem ser selecionados e do atleta, pode-se auxiliar na seleção daqueles em que o indivíduo apresentará melhor desempenho e a melhor seqüência destes elementos durante a coreografia. A pesquisa auxilia a desenvolver uma melhor prescrição e periodização dos treinos, para tanto é necessário conhecimento de diferentes áreas e, dentre elas, temos a biomecânica e cinesiologia como importantes aliados para o desenvolvimento de um treinamento mais individualizado (ELLIOT 1999).

Foram encontrados poucos estudos relacionados a praticantes ou atletas de GAE (HARUHI *et al.* 2007), sendo que nenhum foi relacionado a questões biomecânicas ou cinesiológicas desse esporte. Apesar da carência de estudos específicos sobre os *push-ups* com três e dois apoios, há aqueles que visaram aprofundar o conhecimento relacionado às características dos *push-ups* com quatro apoios. Muitos foram direcionados a praticantes de academia em geral, avaliando-se o *push-up* padrão realizado com o apoio de ambas as mãos e pés (COGLEY 2005; LEAR & GROSS 1998; GOUVALI 2005; HOWARTH *et al.* 2008;

LUDEWIG *et al.* 2004). Outros tiveram fins mais terapêuticos, visando a um melhor aproveitamento do exercício tentando contornar os possíveis prejuízos ao paciente conforme a variação de *push-up* adotada (CHOU 2002a; CHOU 2002b; AN 1990; AN 1992; DONKERS 1993; FREEMAN *et al.* 2006; LEAR & GROSS 1998; LUDEWIG *et al.* 2004) . A partir desses trabalhos que trataram dos *push-ups* comuns e mediram o comportamento da  $F_r$  em diferentes situações, como a variação no número de apoios, pode-se ter informações úteis na tentativa de supor o que ocorre com as  $F_r$  durante o P2A e P3A. Para tanto, deve-se observar as diferenças entre os *push-ups* avaliados e os que se pretende avaliar (P2A e P3A).

Em um *push-up* padrão, podemos observar a presença de quatro  $F_r$ , as quais refletem a distribuição da força necessária para manter o indivíduo estável, entre os pontos de apoio. No exercício em questão, como não há acréscimo de carga externa contrária à ação do movimento, além da força peso do indivíduo ( $F_p$ ), pode-se considerar que a força necessária para mantê-lo na posição dos *push-ups*, assim como para realizá-los, terá que vencer fundamentalmente o peso do executante. Sendo assim, a  $F_r$  é proporcional à  $F_p$  do sujeito testado, podendo ser representada de forma absoluta (N ou Kg), ou relativa ( $\%F_p$ ). Essa força ocorre na mesma direção, porém em sentido inverso à  $F_p$ , em cada um dos pontos de apoio e, portanto, pode ser medida com a utilização de uma plataforma de força em um ou mais pontos de apoio com o solo. O centro de massa (CM) é o ponto do corpo sobre o qual se representa a ação da  $F_p$ , que age na direção perpendicular ao solo e no sentido de cima para baixo.

A distribuição da carga ( $F_p$ ) não será necessariamente proporcional entre membros superiores e inferiores, porém em quatro apoios espera-se que haja um equilíbrio entre os membros correspondentes, opostos lateralmente. Essa distribuição pode ser afetada pela alteração do número de apoios dos pés e das mãos (GOUVALI 2005). No caso do P3A, quando comparado ao padrão, há a possibilidade de que  $F_r$ , que antes era suportada pelo membro superior agora não apoiado ao solo, seja totalmente transferida para os membros inferiores, não alterando a força desempenhada pelo membro superior ativo; ou poderia este braço assumir toda a  $F_r$  que era suportada por ambos os braços; ou ainda, haver uma redistribuição parcial desta carga, parte sobrecarregando o membro superior ativo e o restante sendo adicionado aos membros inferiores. Tão pouco se sabe o que esperar durante o P2A.

Gouvali *et al.* (2005) estudaram as modificações dinâmicas e musculares durante diferentes tipos de *push-up*, variando o posicionamento das mãos e o número de apoios. Encontraram uma  $F_r$  vertical inicial para manter a posição do apoio redistribuída nos membros superiores conforme um afastamento maior ou menor das mãos em relação aos ombros, tanto no eixo mediolateral quanto craniocaudal. O mesmo poderá ocorrer com o afastamento dos

pés em relação aos quadris, que é uma característica dos *push-ups* de um braço da GAE, sendo mais uma questão técnica que diferencia os *push-ups* convencionais dos P2A e P3A utilizados pelos atletas e praticantes de GAE, devendo ser observada ao analisar tais estudos tentando compreender os P2A e P3A.

Dentre os *push-ups* avaliados por Gouvali *et al.* (2005) encontraram-se o P4A e uma variação com o apoio dos joelhos (P6A), a qual caracteriza um aumento no número de apoios em relação ao o P4A. A  $F_z$  máxima, relativa à  $F_p$ , no membro superior durante o P4A e o P6A foi respectivamente 40,6% e 34,6%, o que demonstrou uma redução na  $F_z$  máxima desempenhada pelos braços contra o solo, quando aumentamos o número de apoios. Isso também pode ser observado de outra forma, parece que com a presença de um menor número de apoios dos membros inferiores, o que é uma das variáveis que se pretende estudar, há um aumento da sobrecarga nos membros superiores.

An *et al.* (1990) propuseram um modelo para mensurar experimentalmente e determinar analiticamente a carga sofrida pelo punho, cotovelo e ombro, durante execução de *push-ups*. Foi utilizada uma plataforma de forma para medir a  $F_z$ , a  $F_x$  e a  $F_y$  sofridas por essas articulações, assim como para a localização do centro de pressão da palma da mão ( $CP_M$ ). Apenas um indivíduo foi avaliado, durante a execução de *push-ups* com quatro apoios. Mesmo An (1990) não tendo o objetivo de avaliar a  $F_r$  em função do número de apoios, algumas informações podem ser úteis. A  $F_r$  foi medida para posteriormente encontrarem as forças e momentos articulares, pois esses são resultados da carga aplicada externamente à palma da mão, assim como à carga inercial. Baseados nos dados deste indivíduo, eles encontraram alguns fatores que interferem na carga entre os segmentos: a localização da palma da mão em relação ao ombro; o plano de movimento do braço; e o posicionamento relativo dos pés. Portanto, caso queira-se inferir a variação da  $F_r$  conforme diferente número de apoios, a partir dos dados de  $F_r$  com relação à sobrecarga articular, se deve certificar de que o número de apoios é a única variável, além da  $F_r$ , que interferirá na força articular. Assim, sendo constantes: o posicionamento das mãos, pés e plano de movimento do braço.

Em 1992, publicando com maiores detalhes em 1993, Donkers, An. *et al.*, formando outro grupo, lançam um artigo na mesma linha do anterior (AN 1990), porém com uma amostra maior e focando-se nas forças atuantes sobre o cotovelo. Este parece ter sido o primeiro grupo a publicar um estudo que tenha analisado *push-ups* com apoio de apenas um dos braços. Foi utilizada a mesma metodologia proposta em 1990, buscando medir  $F_z$ ,  $F_x$ ,  $F_y$  e  $CP_M$ , em diferentes posicionamentos das mãos durante a execução de *push-ups*. Dentre as variações do exercício, analisaram o *push-up* realizado com apenas uma das mãos,

caracterizando uma redução no número de apoios em relação ao *push-up* normal (quatro apoios), também analisado. Subentende-se na leitura, que o *push-up* com um braço tem o posicionamento da mão similar ao utilizado na execução considerada normal, apenas reduzindo-se o número de apoios. Apesar disso, as informações quanto à técnica utilizada nesta variação não ficaram muito claras. A  $F_z$  máxima sobre o cotovelo, durante *push-up* normal, foi em média 45,2%  $F_p$ , sofrendo um acréscimo médio de 31%  $F_p$  com a redução no número de apoios. Isto indica que provavelmente a diminuição no número de mãos apoiadas leva a uma sobrecarga do membro superior ativo, mas que este aumento não necessariamente corresponde a toda a carga antes suportada pelo outro braço, esta parecendo ser redistribuída em parte para o membro superior ativo e o restante para membros inferiores e, ou tronco.

CHOU *et al.* (2002b) investigaram o impacto biomecânico da posição das mãos sobre o cotovelo e o potencial trauma mecânico do cotovelo estendido, em *push-ups* com o uso de apenas um braço, em indivíduos que não tinham uma das mãos. Foram avaliadas a  $F_z$ ;  $F_x$ ;  $F_y$  e  $CP_M$ . Como a carga na plataforma de força se iguala à qual atua sobre a mão, com um vetor inverso, a carga sobre o punho foi calculada usando um procedimento de dinâmica inversa com as equações de Newton-Euler<sup>II</sup>, e posteriormente obteve-se a força estimada sobre os cotovelos. Logo, novamente apesar de não terem avaliado especificamente a distribuição das cargas nos membros superiores conforme variação no número de apoios, quando comparados a outros estudos que avaliaram *push-ups* com diferentes números de apoio, os dados encontrados podem nos fornecer indícios do que ocorre com essas forças durante a P2A e P3A.

Normalizando as cargas pela  $F_p$ , os valores máximos de  $F_y$ ,  $F_x$  e  $F_z$  encontrados por Chou *et al.*(2002b), com a rádio-ulnar neutra, foram respectivamente: 20%, 17% e 65%  $F_p$ , sendo maiores que os do *push-up* padrão, com apoio das duas mãos, apresentados anteriormente por Donkers (1993): 10,5%, 6,8% e 45,2%. Demonstrando novamente que a diminuição do número de mãos apoiadas, sobrecarrega o braço ativo, de forma não equivalente à carga suportada pelo outro braço durante *push-up* padrão. Cabe salientar que a aparente diferença entre a magnitude de acréscimo em  $F_z$  encontradas por Chou (2002b) –

---

<sup>II</sup> As equações de Euler podem ser consideradas extensões da segunda lei de Newton para o movimento de partículas (ALLARD *et al.* 1995), por isso também sendo chamadas de equações de Newton-Euler. Neste caso, as equações descrevem o movimento não de partículas, mas de um corpo rígido único ou de um sistema com N corpos rígidos interconectados, fornecendo dados quanto à  $F_e$  e o  $M_E$  sobre o centro de massa dos segmentos, que agem sobre estes corpos.

19,8% – e Donkers (1993) – 31% – durante *push-ups* com apenas um braço em relação ao P4A, provavelmente foi influenciada por serem indivíduos diferentes, em condições distintas, que levaram a uma técnica e distribuição das cargas durante o exercício também diferentes.

A partir dos dados apresentados, pode-se supor algumas características que venham a ser observadas durante a P2A e P3A. Espera-se que durante estes *push-ups*, a  $F_z$  máxima sobre o membro superior ativo em P3A seja superior à 40,6%  $m_t$ , podendo ficar em torno de 60 a 70%  $F_p$ , como os demais estudos citados anteriormente (DONKERS *et al.* 1993; CHOU *et al.*, em 2002); acredita-se, que a diminuição de apoios nos membros inferiores, em P2A, leve a uma redistribuição da carga antes suportada por este membro, sobrecarregando em parte o braço atuante, o que levaria a um aumento da  $F_z$  máxima e média sobre a palma da mão em contato com a plataforma de força. Ressalta-se que estas são meras suposições, as quais em decorrência da falta de mais dados, e informações mais específicas, podem não condizer com a realidade.

## 2.2 ELETROMIOGRAFIA

### 2.2.1 Caracterização, vantagens, vieses e aplicabilidade

O controle neural do movimento não pode ser separado do movimento em si, e, na eletromiografia (EMG), temos uma informação relativa ao sinal que irá controlar cada músculo (WINTER 1990). Resumidamente o processo de contração muscular inicia com um sinal, potencial de ação (PA), enviado pelo motoneurônio, que é transmitido até as fibras musculares de uma unidade motora onde, através de uma série de eventos eletroquímicos, estimula as fibras contráteis. Portanto, a contração muscular é sempre antecedida de uma corrente eletroquímica sobre a membrana dessas fibras (CORREIA 2004). Assim como o conhecimento referente às forças que atuam sobre um indivíduo é importante para compreensão de uma determinada técnica, a informação relativa ao sinal eletromiográfico das musculaturas superficiais atuantes também o é.

A EMG pode ser entendida como uma técnica de registro e monitoração dos PA de fibras musculares em contração, que fornece informações sobre a estrutura e funcionamento das unidades motoras (MORAES 2000). Segundo Correia P. P. (2004) o sinal captado pela EMG não seria o PA muscular em si, mas um sinal elétrico concomitante à passagem desse, sendo representativo do mesmo, após tratado. Através da EMG podemos ter dados referentes

a quais músculos são responsáveis por um dado momento muscular, qual a contribuição deles em cada fase do movimento, o comportamento da ativação destas musculaturas frente a variações na técnica, adaptações deste controle ao treinamento, à fadiga, entre outros.

A EMG não é uma medida direta da força produzida pelo músculo, mas apenas um indicador da atividade motora necessária para gerar o movimento (COGLEY 2005). Devido à relação entre a EMG de um músculo e seu recrutamento, um grande número de modelos biomecânicos surgiu, tornando possível estudar mais a fundo atividades físicas, já que muitas das avaliações com medidas diretas são realizadas através de métodos invasivos, tornando-se inviáveis em seres humanos. (WINTER 1990)

Apesar das informações benéficas obtidas por meio da EMG, há variáveis que podem interferir no sinal coletado: a velocidade de encurtamento, ou alongamento do músculo, a fadiga, atividade reflexa, impedância da pele, entre outros (WINTER 1990). Outra limitação existente é o fato de que apenas uma fração dos PA das unidades motoras pode ser registrada, pois os eletrodos captam apenas uma parte do músculo, de forma indireta ou direta. Existem dois tipos de técnicas de EMG comumente utilizadas: a EMG de superfície (EMGS) e a de profundidade (EMGP).

A EMGS utiliza eletrodos na superfície da pele, sobre os músculos, dessa forma registrando a soma de atividade elétrica transmitida ao longo das fibras musculares ativas, naquele ponto e tempo (WINTER 1990). Ela é normalmente utilizada em estudos cinesiológicos, tanto pelo seu fácil manuseio, como por tratar-se de uma técnica não invasiva, indolor (CORREIA 2004) e desta forma também auxilia na naturalidade do movimento (MORAES 2000). Contudo, segundo Moraes (2000) esta técnica é mais utilizada para verificar a presença ou não de atividade muscular, uma vez que o eletrodo não está em contato direto com o músculo, é difícil isolar os PA de um único músculo, devido à interferência de contração dos adjacentes.

Já a EMGP, método mais invasivo, utiliza eletrodos no interior do músculo, em contato direto com as fibras musculares. Devido à mistura espacial de unidades motoras (UM), o potencial recolhido neste processo não corresponde ao sinal de uma UM, mas ao da soma de variações de potencial num conjunto de fibras. Como este tipo de registro representa uma quantidade pequena de UM, em um espaço pequeno no músculo, não é um sinal representativo da atividade total da musculatura. Logo, por estas e outras razões, a EMGP é pouco utilizada em exercícios dinâmicos e quando o objetivo é estudar o controle motor (CORREIA 2004).

A EMG pode ser utilizada com diferentes propósitos na área esportiva. Dentre essas aplicações temos diversos enfoques de estudo: atividade muscular nos gestos esportivos, ou na reabilitação; coordenação muscular; controle motor e aprendizagem; relação entre trabalho mecânico produzido pelo músculo e EMG; fadiga, entre outros (CORREIA 2004). Na ginástica, encontramos muitos trabalhos relacionados à EMG e GA, com diferentes fins: avaliar o efeito da altura de queda sobre articulações do pé e atividade muscular da perna (ARAMPATZIS A *et al.* 2003.); detectar a influência da coordenação tronco-perna, sobre o controle motor dos membros inferiores, durante a geração de impulso (MATHIYAKOM *et al.* 2006.); comparar a atividade muscular em diferentes acessórios usados para a simulação de um elemento nas argolas, verificando qual reproduz o exercício de forma mais próxima à real (BERNASCONI *et al.* 2006); descrever e comparar a ativação muscular dos membros inferiores em várias seqüências no solo caracterizadas por diferentes orientações do corpo (MCNEAL *et al.* 2007), são alguns deles.

Os dados de EMG inclusive, aliados ao conhecimento das forças atuante e técnicas de vídeo, podem auxiliar no desenvolvimento de programas que forneçam um *feedback* em tempo real, comparando o movimento executado com o ideal (DEMIRCAN *et al.* 2009). Em menor número, há publicações que avaliaram EMG em atletas de ginástica rítmica (DYHRE-POULSEN 1987 ), porém nenhum trabalho neste sentido foi encontrado sobre praticantes ou atletas de ginástica aeróbica esportiva.

### **2.2.2 Eletromiografia dos músculos tríceps braquial, peitoral maior, oblíquo externo e eretores da coluna lombar, em *push-ups***

Assim como nos trabalhos referentes à  $F_r$  em *push-ups*, poucos dos estudos encontrados sobre EMG neste exercício avaliaram *push-ups* com o apoio de uma das mãos e não foram encontrados dados sobre *push-ups* com dois apoios. Muitas das pesquisas envolvendo *push-ups* e suas variações, com análise eletromiográfica, tiveram um enfoque mais clínico, e dentre aquelas que buscaram aprofundar o conhecimento para treinamento das musculaturas envolvidas, a maioria não avaliou diferente número de apoios. Lear e Gross (1998), com um objetivo mais clínico, buscaram determinar o efeito do grau de dificuldade, em diferentes tipos de *push-ups*, na atividade elétrica dos músculos sinergistas responsáveis pela estabilização da escápula. Nesta mesma linha de investigação, Ludewig *et al.* (2004) estudaram como outras variações de *push-up* modificavam a atividade elétrica dos estabilizadores da escápula em pacientes saudáveis e com moderada disfunção nos ombros.

Ainda em 1998, Mori, igualmente com uma proposta terapêutica, publicou um estudo envolvendo o recrutamento de músculos estabilizadores do tronco, visando desafiar o controle motor, durante diferentes exercícios com bola de ginástica, dentre esses: *push-up*. Recentemente, em 2008, houve mais publicações neste sentido. Martins *et al.*(2008) avaliaram diferentes razões de EMG entre trapézio superior/serrátil anterior, durante diferentes *push-ups* e outros exercícios, em pacientes com disfunção no ombro.

Apesar de muitas pesquisas terem se dedicado à análise EMG em *push-ups*, nota-se que apenas uma pequena fração destinou-se à aplicação e ao conhecimento voltado para indivíduos saudáveis, treinamento, ou para atletas. Menor ainda é o número de estudos destinados à compreensão do que ocorre com a EMG dos músculos superficiais atuantes em *push-ups*, com a redução de apoios. A fim de entender as diferentes atividades mioelétricas, durante a variação no número de apoios característica dos *push-ups* da GAE, será feita uma retrospectiva dos dados existentes com relação à EMG em *push-ups*, salientando os dados importantes para entender os *push-ups* com dois e três apoios.

Cogley (2005) examinou os diferentes níveis de EMG de superfície dos músculos peitoral maior e tríceps braquial, durante *push-ups*, variando o posicionamento das mãos. Os resultados foram normalizados pela contração voluntária máxima (CVM), sendo expressos em %CVM. Durante *push-up* padrão, a ativação média do peitoral maior foi 63,8%CVM para homens, e 106%CVM em mulheres. A aparente diferença entre homens e mulheres não foi estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ). Todavia, os resultados em mulheres apresentaram uma maior variabilidade do que em homens, demonstrando um recrutamento muscular menos constante nesta população. Como a amostra utilizada era composta apenas por praticantes recreacionais, sem necessariamente estarem acostumados com o exercício testado, é possível que esta maior inconstância nas mulheres indique um menor contato da população com o movimento em si, quando comparada com os homens. No caso de praticantes de GAE, em que ambos estão adaptados à execução de *push-ups*, esta diferença na variabilidade do comportamento entre sexos pode ser diferente.

Ainda em 2005, Gouvali & Boudolos avaliaram as modificações eletromiográficas do tríceps braquial e peitoral maior, além das alterações dinâmicas, em diferentes tipos de *push-ups*. Dentre esses, testaram a variante com o apoio dos joelhos, além do *push-up* comum, que caracteriza uma diminuição no número de apoios dos membros inferiores, em relação à outra. Todos os resultados foram normalizados pelo resultado do *push-up* comum. A EMG de todos os músculos testados demonstrou uma menor atividade no *push-up* com apoio dos joelhos. Isto também pode ser interpretado como um aumento na EMG de tríceps braquial e peitoral

maior, quando há a redução no número de apoios dos membros inferiores. Apesar de a variação estudada não ser o P2A, nota-se que uma alteração no apoio dos membros inferiores, gerando maior instabilidade, reflete em uma sobrecarga dos músculos tríceps braquial e peitoral maior. Desta forma, pode-se esperar que a diminuição de dois para um apoio dos pés também sobrecarregue o membro superior ativo durante o exercício.

Freeman *et al.* (2006) realizaram um estudo que possui características importantes para compreender os exercícios em questão (P2A e P3A). Eles avaliaram EMG em um grande número de *push-ups*, dentre eles o de um braço, similar ao P3A, e o *push-up* padrão. Alguns dos músculos avaliados foram: peitoral maior e tríceps braquial do lado direito (todos realizaram o *push-up* de um braço com a mão direita), assim como oblíquo externo e eretores da coluna lombar. Os dados foram expressos em %CVM. Os resultados de EMG para o abdominal oblíquo externo direito e esquerdo, em relação ao *push-up* padrão e ao com um braço foram respectivamente: 22,5%; 24,7%; 51,3%; 53,6%. Com relação aos eretores da coluna lombar, eles foram pouco solicitados durante o *push-up* padrão (4,6%, lado direito e 2,7%, lado esquerdo), porém com o aumento de instabilidade do *push-up* de um braço, houve tendência a maior recrutamento dos eretores da coluna lombar do lado esquerdo (em média: 8,3%, lado direito e 28,8%, lado esquerdo), porém não houve diferença significativa devido à alta variabilidade dos dados. A diminuição no número de apoios também parece ter sobrecarregado o membro superior ativo, sendo os resultados referentes ao peitoral maior, tríceps braquial durante *push-up* padrão e com apoio de um braço, respectivamente: 61,2%; 66,0% e, 81,2%; 78,7%.

É possível que as diferenças entre os dois exercícios encontradas por Freeman *et al.* (2006) não tenham sido mais precisas devido à grande heterogeneidade da amostra e ao n pequeno, o que pode ter levado ao grande desvio padrão observado. Apesar dessas limitações, podemos ter um indício de que a redução de três para dois apoios, que também aumenta a instabilidade do tronco, sobrecarregue os eretores da coluna. A possível variação bilateral de solicitação dos eretores da coluna, caso ocorra, pode estar relacionada à característica do apoio de um braço, que desestabiliza o tronco com um número de apoios diferente entre os lados. Já durante o P2A, o número de apoios bilaterais e ântero-posteriores são iguais, o que talvez apesar de desestabilizar mais o tronco pela redução de apoios, possa equilibrar a solicitação bilateral do mesmo.

Howarth *et al.* (2008) avaliaram diferentes musculaturas do tronco, responsáveis pela manutenção da rigidez rotacional da coluna, durante o *push-up* padrão. Dentre estes músculos, foram avaliados bilateralmente o reto abdominal, oblíquo externo e interno, eretores da coluna

lombar e torácica. Os resultados foram normalizados pela CVM. Em média, o reto abdominal contribuiu 43,16% para a rigidez no eixo de flexão/extensão, e os abdominais oblíquos externo e interno contribuíram, respectivamente em 52,61% e 62,13% para rigidez no eixo de flexão lateral e de rotação da coluna, respectivamente. Os eretores da coluna apresentaram uma participação mínima na rigidez rotacional da coluna. Estes últimos apesar de não terem grande participação no *push-up* padrão, parecem ter um comportamento diferente durante o P3A (FREEMAN 2006) e espera-se que em P2A também. Isto pela razão de, em ambos os casos, o exercício ser feito em maior situação de desequilíbrio do que no *push-up* padrão, onde a situação é mais estável, em quatro apoios.

Em suma, os poucos dados referentes à variação de EMG do peitoral maior, tríceps braquial, oblíquo externo e eretores da coluna lombar, conforme redução no número de apoios durante *push-up* levam-nos apenas a suposições, sem dados concretos ou objetivos relacionados ao P2A e P3A. Espera-se um equilíbrio bilateral no recrutamento dos músculos oblíquos externos em P2A, P3A e P4A e uma solicitação extra dos eretores da coluna lombar opostos ao lado correspondente à mão de apoio, quando comparado aos contralaterais em P3A. Durante o P2A, espera-se uma EMG mais elevada dos músculos tríceps e peitoral maior, quando comparados a sua resposta em P4A e P3A, num mesmo indivíduo. Sendo assim, com a redução no número de apoios e aumento da instabilidade, espera-se um aumento na atividade elétrica dos músculos responsáveis pela rigidez rotacional da coluna: oblíquos externos de forma bilateral, e um possível recrutamento dos eretores da coluna de forma equilibrada entre os dois lados em P2A e P4A, porém com o lado oposto ao apoiado sendo mais ativado em P3A.

### 3 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

#### 3.1 PROBLEMA

Com a redução de quatro para três e dois apoios em *push-ups* da Ginástica Aeróbica Esportiva, há diferença da força de reação do solo vertical aplicada ao membro superior dominante, posição do centro de massa, e eletromiografia de superfície dos músculos tríceps braquial, peitoral maior, oblíquo externo e iliocostal lombar?

#### 3.2 CONJECTURAS INICIAIS

A partir dos dados apresentados, espera-se observar que a redução no número de apoios dos *push-ups* de quatro para três e dois apoios interfira na divisão da força de reação do solo sobre os membros superiores e inferiores, assim como na posição do centro de massa. Da mesma forma, acredita-se que essa variação no número de apoios reflita na eletromiografia dos músculos peitoral maior, tríceps braquial, oblíquo externo e iliocostal lombar.

Diante disso, as hipóteses iniciais deste estudo foram: (i) que a força de reação do solo vertical, que antes era suportada pelo membro apoiado, seria parcialmente transferida ao membro superior ainda apoiado diante da redução no número de apoios em *push-ups*; (ii) que a força de reação do solo vertical por braço apoiado aumentaria com a redução no número de apoios em *push-ups*; (iii) que a eletromiografia de superfície dos músculos tríceps braquial, peitoral maior, oblíquo externo e iliocostal lombar aumentaria conforme a redução no número de apoios em *push-ups*; (iv) que o recrutamento do iliocostal lombar seria proporcional entre os lados nos *push-ups* com quatro e dois apoios, mas o iliocostal do lado oposto ao membro superior ativo seria proporcionalmente maior que o seu contralateral durante o *push-up* com três apoios; (v) que o recrutamento do oblíquo externo seria proporcional entre os lados durante os *push-ups* com quatro, três e dois apoios; (vi) que a posição do centro de massa seria alterada conforme a diferença técnica em *push-ups* com quatro, três e dois apoios.

### 3.3 DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS

#### 3.3.1 Variáveis Dependentes

##### 3.3.1.1 Eletromiografia

Corresponde ao registro captado por Eletrodos de superfície descartáveis através de um aparelho eletromiógrafo. As medidas de EMG foram bilaterais dos músculos: iliocostal lombar e do abdominal oblíquo externo; e unilaterais dos músculos do membro superior ativo: peitoral maior e tríceps braquial. O sinal elétrico captado pode ser considerado representativo da soma de atividade elétrica transmitida ao longo das fibras musculares ativas, naquele ponto e tempo (WINTER 1990). Para fins de comparação, foram utilizados os valores RMS individuais por músculo e indivíduo, registrados durante o *push-up* com dois, três e quatro apoios, normalizados pelo valor RMS máximo obtido durante o teste de contração voluntária máxima de cada músculo. Como o lado dominante para a execução de P2A e P3A variou entre os indivíduos, os músculos que foram avaliados bilateralmente foram identificados como: iliocostal correspondente ao lado dominante (ILD); iliocostal correspondente ao lado contrário ao dominante (ILCD); oblíquo externo correspondente ao lado dominante (OLD); oblíquo externo correspondente ao lado contrário ao dominante (OLCD).

##### 3.3.1.2 Força de reação do solo vertical

É a força de reação do solo, aplicada verticalmente ao centro da palma da mão do indivíduo durante a execução dos *push-ups*. Esta força foi medida através de uma Plataforma de força capaz de fornecer as forças nos eixos x, y, z, e seus respectivos momentos. Para fins de comparação foram utilizadas as médias da  $F_z$ , assim como os valores máximos de  $F_z$ , ambos normalizadas pelo peso do indivíduo.

##### 3.3.1.3 Posição do centro de massa

É a localização do ponto do corpo sobre o qual foi representada a ação da  $F_p$ . A distância do centro de massa ( $d_{CM}$ ) foi calculada a partir da distância entre o centro da palma da mão apoiada e o centro da ponta do pé apoiado em cada um dos *push-ups* ( $d_{mp}$ ) e da  $F_{Zmed}$

aplicada ao(s) membro(s) superior(es) apoiado(s). A  $d_{CM}$  foi calculada a partir da seguinte equação:

$$d_{CM} = \frac{F_{Zmed} \times d_{mp}}{F_p} \quad [\text{equação1}]$$

em que,

$d_{CM}(m)$ : distância do centro de massa no sentido craniocaudal;

$F_{Zmed}(N)$ : força de reação do solo vertical média aplicada aos membros superiores;

$d_{mp}(m)$ : distância entre o centro da palma da mão apoiada e o centro da ponta do pé apoiado;

$F_p(N)$ : força peso.

Para fins de comparação, a distância do CM foi normalizada pela estatura de cada indivíduo, apresentada como % estatura.

### 3.3.2 Variáveis Independentes

#### 3.3.2.1. Número de apoios do *push-up*

##### 3.3.2.1.1 *Push-up com quatro apoios*

Corresponde ao *push-up* realizado com o apoio de ambos os pés, médio afastamento entre eles, e ambas as mãos apoiadas (Figura 1). O afastamento das mãos em relação aos ombros foi correspondente ao afastamento utilizado durante os demais *push-ups*. Os indivíduos foram instruídos a realizar o *push-up* num ritmo constante, porém próprio, a fim de manter a naturalidade do movimento.



Figura 1. Imagem ilustrativa do *push-up* com quatro apoios (P4A).

### 3.3.2.1.2 *Push-up com três apoios*

Corresponde ao *push-up* realizado com o apoio de ambos os pés, médio afastamento entre eles. O braço cuja mão estava apoiada foi aquele com o qual o indivíduo sente-se melhor para executar o movimento, permanecendo o braço contrário estendido, ao longo do tronco (Figura 2). Os indivíduos foram instruídos a realizar o *push-up* num ritmo constante, porém próprio, a fim de manter a naturalidade do movimento.



Figura 2. Imagem ilustrativa do *push-up* com três apoios (P3A).

### 3.3.2.1.3 *Push-up com dois apoios*

Corresponde ao *push-up* realizado com o apoio de um dos pés, permanecendo a outra perna suspensa e estendida na linha do tronco durante toda a execução. O braço cuja mão estava apoiada foi aquele com o qual o indivíduo sente-se melhor para executar o movimento, permanecendo o braço contrário estendido, ao longo do tronco (Figura 3). Os indivíduos foram instruídos a realizar o *push-up* num ritmo constante, porém próprio, a fim de manter a naturalidade do movimento.



Figura 3. Imagem ilustrativa do *push-up* com dois apoios (P2A).

### 3.3.3 Variáveis de Controle

O posicionamento da mão e do pé de apoio contralateral foi mantido para a execução dos *push-ups* com dois e três apoios, a perna suspensa em dois apoios manteve o afastamento utilizado em três apoios, e o afastamento das mãos em relação aos ombros durante os *push-ups* com quatro apoios foi correspondente ao utilizado durante os demais *push-ups*. O plano de movimento do braço foi transversal ao tronco do indivíduo nas três situações. O intervalo de recuperação entre as séries foi o mesmo para os indivíduos (5 minutos) e a ordem de avaliação das técnicas foi randomizada, com exceção dos *push-ups* com quatro apoios que foram sempre os primeiros a fim de garantir o aquecimento específico prévio aos outros exercícios de interesse.

### 3.3.4 Variáveis Intervenientes

#### 3.3.4.1 Ritmo

A fim de manter a naturalidade do movimento, para obterem-se resultados mais próximos da realidade, o ritmo adotado correspondeu àquele que o indivíduo estivesse habituado a desempenhar. Mesmo o indivíduo sendo instruído, e tentando manter o mesmo ritmo na execução dos diferentes movimentos, não há garantia de que isso realmente tenha acontecido. A variação da velocidade do movimento possui influência sobre as variáveis de força externa, assim como nas de eletromiografia.

#### 3.3.4.2 Estratégia motora individual

Mesmo que todas as demais variáveis fossem controladas, existe a estratégia motora individual. Cada indivíduo pode adotar intrinsecamente estratégias distintas: uma mesma ação pode ser realizada com um recrutamento muscular diferente. Apesar de existirem características comuns entre diferentes indivíduos para realizar um determinado movimento, cada pessoa possui uma estrutura anatômica macro e microscópica diferente e, portanto, encontrará uma estratégia que será mais apropriada para ela, com o objetivo de realizar uma dada tarefa. Conforme o exercício e a população, estas características individuais podem estar presentes de forma mais ou menos acentuada.

### 3.4 POPULAÇÃO E AMOSTRA

Participaram voluntariamente deste estudo 12 indivíduos, de ambos os sexos, com idade entre 21 e 27 anos, saudáveis. Em função do pequeno número de indivíduos praticantes de Ginástica Aeróbica Esportiva nessa faixa-etária, em Porto Alegre, nem todos os indivíduos da amostra eram praticantes de GAE. Todavia, todos eram fisicamente ativos, praticavam musculação pelo menos três vezes por semana, realizavam regularmente *push-ups* como parte de seus treinos e conseguiram desempenhar as variações de *push-ups* testadas iniciando o exercício com os cotovelos estendidos, levando o tronco em direção ao solo até formar um ângulo próximo a 90° entre o braço e o antebraço, retornando à posição inicial.

Como não há dados suficientes sobre as variáveis estudadas durante *push-ups* com quatro, três e dois apoios, não foi realizado cálculo amostral. A amostra de 12 indivíduos foi escolhida conforme a disponibilidade de indivíduos que atendessem aos critérios de inclusão e com base em estudos relativos à força de reação do solo e principais músculos envolvidos durante a execução de *push-ups* que chegaram a avaliar variações com o apoio de apenas um braço (FREEMAN *et al.* 2006; CHOU *et al.* 2002b; DONKERS *et al.* 1993). Nestes estudos o tamanho da amostra variou entre 8 e 10 indivíduos, contendo tanto homens quanto mulheres. Além desses, outros dos estudos encontrados relativos a *push-ups* com quatro apoios também foram realizados com uma amostra contendo de 8 a 11 indivíduos (HOWARTH *et al.* 2008; LOU *et al.* 2001; CHUCKPAIWONG *et al.* 2009; LEHMAN *et al.* 2008; GAUVALI *et al.* 2005). A Tabela 1 resume os dados de caracterização referentes à amostra deste estudo.

**Tabela 1.** Características da amostra (n=12), sendo 10 homens e 2 mulheres.

Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (m)
23,3 ± 1,9	73,7 ± 9,9	1,8 ± 0,08

### 3.5 ASPECTOS ÉTICOS

Esta pesquisa atende à resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde a qual aprova as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisas envolvendo seres humanos e que assegura aos indivíduos quatro preceitos éticos básicos: a autonomia, para participar da pesquisa o indivíduo teve que consentir assinando o Termo de Consentimento Informado (anexo I), e teve liberdade para desistir a qualquer momento do estudo; a não maleficência, qualquer dano previsível foi evitado; a beneficência, ponderação de riscos e benefícios para o então comprometimento com o máximo de benefícios e o mínimo de danos e riscos; justiça, a

pesquisa apresenta relevância social e os indivíduos envolvidos tiveram igualdade na consideração de seus interesses.

### 3.6 DELINEAMENTO METODOLÓGICO

Esse estudo foi desenvolvido no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Os indivíduos foram avaliados em uma única sessão. Inicialmente foi medida a estatura do indivíduo, com o uso de uma fita métrica com escala em milímetros. A distância entre o centro da palma da mão apoiada e o centro da ponta do pé apoiado foi medida com a mesma fita métrica, em paralelo ao plano sagital do indivíduo. Foi medido o peso de cada indivíduo, assim como a força de reação do solo vertical atuante sobre o braço de apoio durante a execução de cada *push-up*: com quatro, três e dois apoios, através de uma Plataforma de Força AMTI (modelo OR6-5:50,8x46,4 cm) à base de *strain-gauges*. Ao mesmo tempo, foram coletados os dados de eletromiografia, através de dois eletromiógrafos Miotool (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda), modelo Miotool 400 de 4 canais. A EMG foi unilateral dos músculos tríceps braquial (TB), porção longa, e peitoral maior (PM), porção clavicular, ambos do membro superior dominante nesta técnica; e bilateral do abdominal oblíquo externo (OE) e eretores da coluna lombar (EL), iliocostal, nas três variações de *push-up*. A ordem dos exercícios foi aleatória, com exceção dos *push-ups* com quatro apoios que foram sempre os primeiros, servindo como aquecimento específico para os exercícios de interesse. O intervalo para recuperação entre cada série foi de 5 minutos como já utilizado em outros estudos (HOWARTH et al. 2008; CHOU et al. 2002).

A posição inicial dos *push-ups* foi com o(s) braço(s) de apoio estendido(s), seguida da fase excêntrica do movimento realizando-se uma extensão horizontal dos ombros, flexão do(s) cotovelo(s), até o braço formar aproximadamente um ângulo de 90° com o antebraço. Em seguida, a fase concêntrica foi realizada estendendo-se o(s) cotovelo(s) e flexionando-se horizontalmente o(s) ombro(s), até retornar à posição inicial, caracterizando uma repetição. Os indivíduos foram instruídos a executar o movimento no ritmo ao qual estão habituados a fim de manter a naturalidade. Foram realizadas 10 repetições de P4A. Durante os P2A e P3A, foi realizada apenas uma repetição de cada variante do exercício, uma vez que durante a rotina coreográfica o indivíduo executa apenas um *push-up*.

Os dados de  $F_z$  foram obtidos por uma Plataforma de Força AMTI, a qual mede as forças em três eixos ( $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$ ) e seus respectivos momentos ( $M_x$ ,  $M_y$  e  $M_z$ ). A frequência

de amostragem foi de 500 Hz. Para o processamento dos dados utilizou-se o *Software* SAD32 (Sistema de Aquisição de Dados 32, desenvolvido pela Escola de Engenharia – UFRGS) e Matlab versão 7.0, sendo utilizado um filtro média móvel (ordem 3) e os cálculos de COPx e COPy.

Durante o protocolo, os dados de EMG foram coletados através de um Sistema de Aquisição de Dados Miograph (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda, POA, Brasil), com taxa de amostragem de 2000 Hz. Para captação do sinal EMG foram observados todos os procedimentos recomendados pela Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia, como depilação, limpeza do local com álcool, colocação dos eletrodos e verificação da impedância (aceita quando inferior a 5 k $\Omega$ ). Os eletrodos de referência foram colocados no processo espinhoso de C7. Utilizou-se pares de eletrodos de superfície descartáveis, da marca Kendall (Meditrace – 100; Ag/AgCl; diâmetro de 2,2 cm com adesivo de fixação, na configuração bipolar), para cada músculo. Os eletrodos foram colocados sobre o ventre muscular, paralelo às fibras musculares, de forma que ficassem distantes 20 mm um do outro (<http://www.seniam.org>). O posicionamento dos eletrodos para aquisição de EMG do tríceps braquial e dos eretores da coluna lombar, ílio costais lombares, seguiram as recomendações contidas em: <http://www.seniam.org>. Como essa referência não orienta o posicionamento dos eletrodos para alguns músculos, foram utilizados pontos de referência já registrados anteriormente em outros estudos com *push-ups* no que se refere ao peitoral maior, parte clavicular (COGLEY 2005), e ao oblíquo externo (FREEMAN 2006; HOWARTH 2008).

Os músculos TB e PM se justificam por serem os principais agonistas do movimento durante a execução de *push-ups* (COGLEY 2005; GOUVALI & BOUDOLOS 2005). Os músculos OE e EL foram escolhidos a fim de monitorar-se músculos do tronco que tenham contribuição para a manutenção da rigidez rotacional durante a execução de *push-ups* com um braço (FREEMAN *et al.* 2006). Dentre os músculos abdominais foi dada preferência para OE por tratar-se de um músculo mais superficial que oblíquo interno, com provável menor interferência de tecido adiposo do que o reto abdominal (RA), e ainda por sua maior contribuição para a rigidez rotacional em *push-ups* quando comparado ao RA, segundo Howarth *et al.* (2008).

Após a preparação da pele e colocação dos eletrodos, os indivíduos foram submetidos ao teste de contração voluntária máxima isométrica para cada um dos músculos: PM, TB, OEs e ELs. Para o teste de CVM do PM os indivíduos permaneceram em decúbito dorsal, ombros em abdução de 90° com rotação externa. Os sujeitos foram solicitados a realizar a CVM no sentido de executar uma flexão horizontal do ombro. A CVM do TB foi testada também com

os indivíduos em decúbito dorsal, ombros flexionados a 90°, cotovelos flexionados em 90°. Os avaliados foram incentivados a realizar a CVM no sentido de executar uma extensão do cotovelo. No teste de CVM do PM, assim como no do TB, o braço contrário também sofreu resistência a fim de manter a estabilidade do indivíduo durante a contração voluntária máxima. Os oblíquos externos foram avaliados em decúbito lateral, com o tronco e as pernas apoiadas e os indivíduos foram instruídos a tentar fazer o máximo de força no sentido de uma flexão lateral para o lado do tronco voltado para cima. O iliocostal esquerdo e o direito foram avaliados conjuntamente, em decúbito ventral, onde os participantes sofreram resistência contra a extensão da coluna, mantendo-os presos à mesa, e com suas pernas sustentadas durante o teste, onde foram instruídos a realizar força no sentido de uma extensão da coluna (KONRAD 2005).

### 3.7 TRATAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS

Para a filtragem, processamento e análise dos sinais EMG foi utilizado o *software* SAD32 [(versão 2.61.07mp, 2002) ([www.ufrgs.br/lmm](http://www.ufrgs.br/lmm))]. Para o sinal EMG foi utilizado um filtro passa-banda *Butterworth*, terceira ordem, com frequências de corte entre 20 e 500 Hz.

Após os sinais brutos serem filtrados, passaram por envelope RMS, e então foram normalizados pela CVM. As curvas normalizadas foram recortadas conforme o tempo registrado no vídeo gravado simultaneamente à coleta, a fim de se identificar as repetições e suas fases concêntricas e excêntricas. Durante a execução de cada *push-up* foi calculado o valor RMS correspondente à fase concêntrica em P2A e P3A, o qual representou a ativação de cada músculo. Foram calculados os valores RMS correspondentes às fases concêntricas das 10 repetições em P4A, constatou-se que em média após a 6ª repetição os valores RMS da maioria dos músculos iam sofrendo aumento. Como em P2A e P3A só foi realizada uma execução, a média aritmética simples dos valores RMS durante as fases concêntricas entre a 2ª e 6ª repetição foi o valor correspondente à ativação de cada músculo em P4A. Na seqüência, esses valores foram computados e utilizados para análise estatística, a fim de verificar-se a variação da atividade de cada músculo, com a redução no número de apoios, almejando entender o que ocorre com a atividade elétrica de superfície dos músculos estudados com a redução no número de apoios de membros inferiores (de P3A para P2A) e superiores (de P4A para P3A e P2A).

### 3.8 INSTRUMENTOS DA COLETA DE DADOS

- 2 Computadores portáteis Pentium Core 2Duo 2 MHz;
- 2 Eletromiógrafos Miotool (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda), modelo Miotool 400 de 4 canais;
- Eletrodos de superfície, descartáveis, da marca *Kendall (Meditrace – 100; Ag/AgCl; diâmetro de 2,2 cm com adesivo de fixação, na configuração bipolar);*
- Microcomputador Pentium R III 900 MHz;
- Condicionador de sinais (*Computer Boards*, modelo CIO-EXP-GP de 8 canais)
- Conversor A/D (16 bits, *Computer Boards*);
- Plataforma de força AMTI (modelo OR6-5:50,8x46,4 cm), à base de *strain-gauges*.

### 3.9 SOFTWARES UTILIZADOS

- Miograph® 2.0;
- SAD32 (Sistema de Aquisição de Dados 32, desenvolvido pela Escola de Engenharia – UFRGS);
- SPSS® 14.0;
- R® 2.9.0;
- Office Excel® e Word® versão 2007 (Microsoft Windows).
- Matlab versão 7.0 sendo utilizado um filtro média móvel (ordem 3) e os cálculos de COPx e COPy.

### 3.10 PROCEDIMENTOS ESTATÍSTICOS

Após a coleta de dados, foi calculado o valor RMS da atividade eletromiográfica de cada músculo em cada execução. Estes valores, individuais por músculo e indivíduo, foram normalizados pelo obtido durante o teste de contração voluntária máxima isométrica. Para a variável força foram utilizados os valores médios da força vertical aplicada ao solo ( $F_{Zmed}$ ) e os valores máximos dessa mesma força ( $F_{Zmax}$ ) associados a cada execução, dividido pelo peso corporal do indivíduo para fins de normalização.

Depois de realizadas as normalizações necessárias, os resultados de EMG obtidos durante *push-ups* com quatro, três e dois apoios foram comparados. A fim de testar-se a hipótese nula de que os valores de EMG (%CVM) dos músculos tríceps braquial, peitoral

maior, oblíquos externos e eretores da coluna, durante P4A, P3A e P2A fossem iguais, realizou-se previamente um teste Kolmogorov-Smirnov ( $p < 0,001$ ) e Shapiro-Wilk ( $p < 0,001$ ) para verificação de normalidade na distribuição dos dados, assim como teste de Levene com o objetivo de testar a homogeneidade entre as variâncias. Como esses pré-requisitos não foram contemplados, a análise foi realizada em escala logarítmica. Isto é, foi realizada uma transformação nos dados brutos para  $\ln x$ . O teste Kolmogorov-Smirnov ( $p > 0,05$ ) apontou que essa estratégia foi capaz de estabelecer distribuição normal dos dados e a análise de resíduos demonstrou que, dessa forma, os dados apresentavam homogeneidade de variâncias.

Assim, os dados de EMG foram submetidos à análise de variância de dois fatores (*Two-Way ANOVA*) para análise intermuscular com os fatores sendo: músculo (peitoral maior, tríceps braquial, oblíquo externo do lado dominante, oblíquo externo do lado contrário ao dominante, iliocostal do lado dominante e iliocostal do lado contrário ao dominante) e tipo de apoio (*push-ups* com dois, três e quatro apoios). A análise foi bloqueada por pessoa, a fim de corrigir o efeito individual de cada unidade amostral. Após identificar-se diferença significativa entre os dados, foi realizado o teste *post-hoc* Tukey.

Para a variável força e a posição do centro de massa, a fim de testar-se a hipótese nula de que a  $F_{Z_{med}}$  sofrida pelos membros superiores e a posição do CM fosse a mesma entre os diferentes tipos de *push-ups* testados, realizou-se o teste Kolmogorov-Smirnov e o teste de Levene. Os dados apresentaram distribuição normal e homogeneidade de variâncias. Foi realizada uma ANOVA *one way*. Após observar-se existência de diferença entre os grupos, foi realizado o teste *post-hoc* Tukey. A variável  $F_{Z_{max}}$  também apresentou distribuição normal, contudo o teste de Levene apontou diferença entre as variâncias ( $p < 0,05$ ). A fim de corrigir essa diferença, foram realizadas transformações em  $\sqrt{x}$  e  $\ln x$ , as quais não foram capazes de estabelecer homogeneidade entre as variâncias. Portanto, para a comparação da  $F_{Z_{max}}$  entre os grupos P2A, P3A e P4A optou-se pela utilização do teste não-paramétrico Kruskal-Wallis.

Para a análise estatística foi utilizado o *software* SPSS<sup>®</sup> 14.0 e o R<sup>®</sup> 2.9.0, quando necessário. Para fins de significância foi adotado  $\alpha = 0,05$ .

#### 4. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Este tópico foi organizado em duas partes: força de reação do solo vertical e eletromiografia. A primeira parte apresenta os resultados e discussão relativos à força de reação do solo vertical média, força de reação do solo vertical máxima e posição do centro de massa em *push-ups* com quatro, três e dois apoios. Na segunda parte, encontram-se os resultados e a discussão no que tange a eletromiografia dos músculos tríceps braquial, peitoral maior, oblíquo externo e iliocostal lombar frente aos diferentes *push-ups* avaliados. Tendo em vista que foram encontrados poucos estudos sobre *push-ups* com características técnicas similares às do presente estudo e que tenham avaliado as mesmas variáveis (COGLEY 2005; HOWARTH 2008; FREEMAN 2006; AN 1990; CHOU 2002b; DONKERS 1993), não há um grande número de resultados anteriores para serem comparados aos deste estudo. Isso sem contar a escassez de trabalhos que tenham analisado *push-ups* com o apoio de apenas um dos braços (FREEMAN 2006; AN 1990; CHOU 2002; DONKERS 1993), sendo que nenhum deles explicita qual foi o afastamento entre os pés adotado em P3A. Assim, parece que os estudos que avaliaram P3A não o fizeram com o mesmo afastamento entre os pés característico do *push-up* da GAE avaliado no presente estudo. Já com relação ao *push-up* com apoio de apenas um dos pés e uma das mãos, não foram encontrados estudos anteriores. Sendo assim, a discussão foi realizada com base nos estudos encontrados que mais se assemelham a este.

##### 4.1 FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO VERTICAL

Houve um significativo efeito principal dos diferentes tipos de apoio sobre  $F_{Z_{med}}$ ,  $F(2,18)=15,08$ ,  $p<0,001$  (Figura 4A). O teste *post-hoc* Tukey demonstrou que a  $F_{Z_{med}}$  sofrida pelos membros superiores em P4A ( $71,04\% \pm 3,5\%$ ) foi significativamente maior do que durante P3A ( $58,22\% \pm 8,91\%$ ;  $p<0,001$ ) e P2A ( $61,49\% \pm 5,22\%$ ;  $p<0,01$ ), porém não houve diferença entre P3A e P2A ( $p>0,05$ ). Não foi encontrada diferença significativa entre as  $F_{Z_{max}}$  nos diferentes *push-ups*,  $\chi^2(2)=3,43$ ,  $p>0,05$  (Figura 4B). Além disso, foi observado um significativo efeito principal dos tipos de apoio sobre a posição do centro de massa,  $F(2,27)=10,3$ ,  $p<0,01$  (Figura 4C). O teste *post-hoc* Tukey revelou que o centro de massa sofreu um significativo deslocamento, no sentido craniocaudal, do *push-up* com quatro apoios ( $43,1\% \pm 3,2\%$ ) para o com três ( $53,2\% \pm 7,2\%$ ;  $p<0,001$ ) e o com dois apoios ( $50,6 \pm 4,2$ ;  $p<0,01$ ), não havendo diferença no posicionamento do centro de massa entre P3A e P2A.

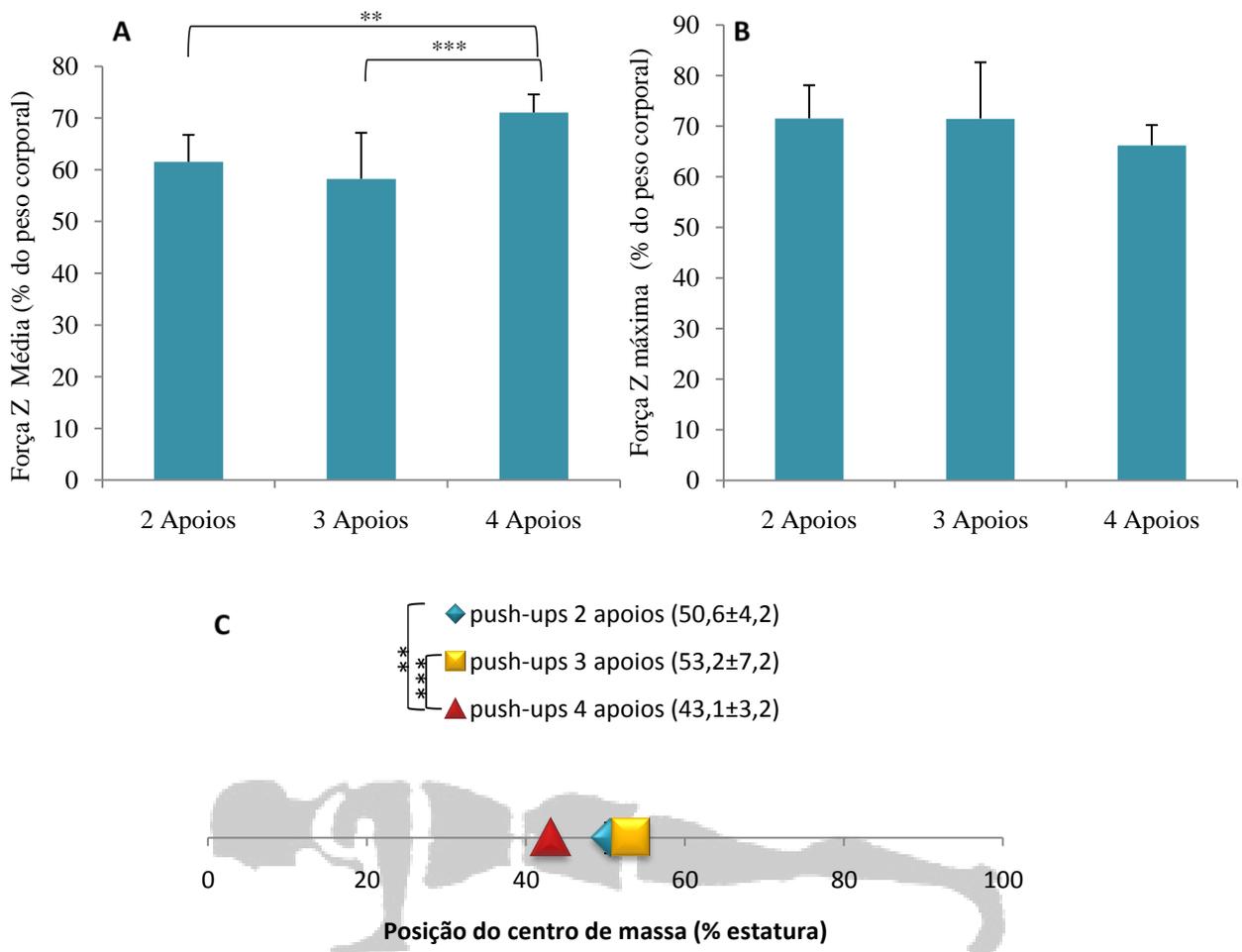


Figura 4. Comparação entre Força Z média nos membros superiores (A), Força Z máxima nos membros superiores (B) e a posição do centro de massa relativa à estatura (C), durante *push-ups* com 2, 3 e 4 apoios. \*\* indica  $p < 0,01$ . \*\*\* indica  $p < 0,001$ .

Diferentemente de outros estudos que avaliaram a  $F_{Z_{max}}$  em *push-ups* convencionais e em *push-ups* com o apoio de apenas um braço (DONKERS 1992; CHOU 2002b), os resultados deste estudo não apontaram diferença nessa força com a redução no número de apoios. Acredita-se que essa aparente diferença entre os resultados tenha ocorrido principalmente devido a objetivos diferentes entre os estudos. Em P4A, no presente estudo, foi avaliada a força aplicada aos pés a partir da qual foi calculada a  $F_{Z_{max}}$  exercida aos dois braços apoiados. Ou seja, a  $F_{Z_{max}}$  sofrida pelo braço de apoio em P2A e P3A não diferiu significativamente da aplicada aos dois braços considerados de forma conjunta em P4A. Os poucos estudos que avaliaram a  $F_{Z_{max}}$  em P4A e P3A o fizeram comparando a força aplicada a um braço em P4A à sofrida pelo mesmo braço em P3A. Os resultados do presente estudo demonstram uma manutenção da  $F_{Z_{max}}$  aplicada aos membros superiores durante os *push-ups* avaliados, porém a mesma  $F_{Z_{max}}$  que outrora era dividida entre os dois braços sobrecarrega o apoiado em P2A e P3A, sendo totalmente transferida ao braço de apoio.

No estudo de Donkers (1992), além de a  $F_{Z_{max}}$  sobre o cotovelo ter sido avaliada no *push-up* padrão, ela foi medida no realizado com o apoio de apenas uma das mãos, porém nada é mencionado sobre o afastamento relativo dos pés no segundo tipo de *push-up*. Donkers (1992) encontrou uma  $F_{Z_{max}}$  sobre os cotovelos em três apoios aproximadamente 31% mais elevada do que a em quatro apoios ( $45,2\%F_p$ ). Considerando que a força aplicada ao cotovelo foi calculada a partir da  $F_{Z_{max}}$  aplicada à palma da mão apoiada, conclui-se que a  $F_{Z_{max}}$  também foi maior com apenas um braço apoiado. Da mesma forma, Chou *et al.* (2002b) quantificou a  $F_{Z_{max}}$  sobre o cotovelo do braço apoiado em *push-ups* com três apoios e encontrou valores correspondentes a  $65\% F_p$ , o que também é superior à  $F_{Z_{max}}$  sobre o cotovelo em P4A encontrado por Donkers (1992). Gouvali (2005) encontrou valores de  $F_{Z_{max}}$  sobre o centro da palma da mão em P4A ( $37,7\% \pm 11,9$ ) próximos à metade da  $F_{Z_{max}}$  do presente estudo. Considerando-se que a força aplicada aos membros superiores durante P4A seja igualmente distribuída entre os dois braços, o resultado de Gouvali (2005) vai ao encontro do resultado apresentado neste estudo ( $66,1 \pm 4,0$ ) que se refere às duas mãos apoiadas.

Já quando não se observa o valor máximo de  $F_Z$ , mas sim sua magnitude média ao longo de toda uma execução, expressa pela  $F_{Z_{med}}$  suportada pelos braços, nota-se que ela não é totalmente transferida para o membro superior apoiado com a redução no número de apoios de P4A para P2A e P3A. Todavia, percebe-se que o braço apoiado durante P2A e P3A encontra-se sobrecarregado em relação à P4A, uma vez que a  $F_{Z_{med}}$  adquire valores correspondentes a mais do que a metade da  $F_{Z_{med}}$  observada em P4A. Logo, interpreta-se que a redução no número de apoios dos membros superiores, e maior afastamento das pernas em P2A e P3A quando comparados ao P4A foi capaz de redistribuir a força de reação do solo entre os pontos de apoio, sobrecarregando em parte o braço apoiado e em parte os membros inferiores.

A redistribuição da  $F_{Z_{med}}$  encontrada neste estudo pode ser explicada pelo evidenciado deslocamento do CM no sentido craniocaudal também observado (Figura 4C). Já essa diferença na posição do CM pode estar relacionada ao posicionamento relativo dos pés adotado em P2A e P3A, ou ainda a algum outro fator característico do P2A e P3A que não foi controlado neste estudo. Já foi demonstrado que a aproximação do apoio dos membros inferiores em relação aos superiores, em *push-ups* com o apoio dos joelhos, diminui a  $F_{Z_{max}}$  aplicada à mão em relação à sofrida em P4A (GOUVALI 2005). An *et al.* (1990), buscando identificar quais os principais fatores que interferem na carga entre os segmentos em P4A através da medida da força de reação do solo aplicada à palma da mão, identificou o

posicionamento relativo dos pés como um desses fatores. Desta forma, acredita-se que o afastamento dos pés característico do P2A e P3A, o qual é diferente do adotado em P4A, seja um dos elementos responsáveis pelo deslocamento do CM de P4A para P2A e P3A encontrado no presente estudo, que por sua vez estaria relacionado à redistribuição da  $F_{Zmed}$  entre os pontos de apoio. Mesmo com a diferença entre P2A e P3A no que se refere ao número de pés apoiados, o afastamento entre as pernas foi mantido. Considerando que o presente estudo não encontrou diferença na  $F_{Zmed}$  entre P2A e P3A, isso reforça a idéia de que o afastamento entre os pés seja uma característica importante sobre o posicionamento do CM, assim como sobre a distribuição da  $F_{Zmed}$  entre os pontos de apoio.

Uma base de apoio mais larga diminui o grau de instabilidade do sujeito, o que em *push-ups* pode ser obtido tanto com um maior afastamento dos braços como das pernas. No caso dos membros inferiores temos um agravante: um maior afastamento entre os pés diminui a distância entre uma extremidade e a outra do indivíduo e modifica a distância entre os pontos de apoio e o CM, aumentando a distância entre os membros superiores e o CM o qual fica mais próximo dos membros inferiores, alterando o momento provocado pela  $F_p$  sobre as extremidades apoiadas. Alterando-se o momento provocado pela carga externa, o momento necessário para a pessoa se opor a ele também se modifica. Considerando que a  $F_p$  se mantém, para se igualar os momentos realizados em resposta a esta força para manter o indivíduo em paralelo ao solo, a menor distância entre os membros inferiores e o CM exige uma maior  $F_Z$  para igualar o momento neste sentido ao provocado pelos membros superiores. Já a maior distância entre o braço apoiado e o CM exige uma menor  $F_Z$  para produzir um momento equivalente ao no sentido contrário. Provavelmente essa(s) característica(s) técnica(s) é(são) responsável(eis) por diminuir a  $F_{Zmed}$  necessária a ser feita contra o solo pelos membros superiores para executar um *push-up*.

Além disso, não foi evidenciada diferença entre a  $F_{Zmed}$  aplicada ao braço apoiado com a redução no número de apoios posteriores, de P3A para P2A. Isso também pode ser explicado pelo posicionamento do CM não sofrer diferença entre os dois exercícios, apesar de uma das pernas estar suspensa em P2A. A redução no número de apoios dos pés, mantendo-se o afastamento das pernas em relação ao P3A, não teve impacto significativo sobre a  $F_{Zmed}$  aplicada ao braço de apoio.

Assim como já havia sido demonstrado anteriormente que a variação no afastamento dos braços tanto no eixo mediolateral quanto craniocaudal é capaz de modificar a  $F_Z$  em P4A (GAUVALI 2005), o presente estudo demonstrou que um afastamento maior das pernas altera o posicionamento do CM e, assim, diminui a  $F_{Zmed}$  suportada pelo membro superior ativo em

P2A e P3A (respectivamente  $61,49\% \pm 5,22\%$  e  $58,22\% \pm 8,91\%$ ) quando comparada à suportada pelos dois braços em P4A ( $71,04\% \pm 3,5\%$ ). A redução no número de membros superiores apoiados, de P2A para P3A, junto com o maior afastamento entre os pés provocou uma redistribuição da força de reação do solo vertical entre os membros superiores e inferiores, ao longo de uma execução de *push-up*, sobrecarregando em parte o braço apoiado e em parte os membros inferiores. Já o valor máximo de  $F_z$  aplicado ao(s) membro(s) superior(es) apoiado(s) não sofreu modificações frente às modificações técnicas dos *push-ups* avaliados no presente estudo.

## 4.2 ELETROMIOGRAFIA

Houve um significativo efeito principal do músculo sobre o sinal eletromiográfico,  $F(5,172)=71,29$ ,  $p<0,001$ . Igualmente, o tipo de apoio teve significativo efeito principal sobre a eletromiografia,  $F(2,172)=48,32$ ,  $p<0,001$ . Além disso, quando esses fatores foram considerados de forma associada, também houve diferença significativa sobre o sinal de EMG,  $F(10,172)=3,45$ ,  $p<0,001$ , demonstrando que o padrão de recrutamento dos músculos estudados não foi mantido durante os três tipos de *push-ups*.

O *post hoc* Tukey revelou que o iliocostal lombar contralateral ao lado dominante teve um sinal eletromiográfico mais elevado em P2A e P3A do que em P4A ( $p<0,01$ ), porém não houve diferença entre P2A e P3A. Já Freeman (2006) não encontrou diferença entre ILCD em P4A ( $2,7\pm 1\%$ ) e P3A ( $28,8\pm 29,9\%$ ), provavelmente devido à grande variabilidade dos dados, além da possível diferença técnica na execução do movimento em P3A.

O sinal eletromiográfico mais elevado do ILCD, durante a execução de P2A e P3A, encontrado no presente estudo confirmou os pressupostos iniciais. Em resposta a um aumento de tendência rotacional da coluna em direção ao braço apoiado conforme a redução no número de apoios em *push-ups*, era esperado um aumento de solicitação dos rotadores da coluna no sentido contrário visando à manutenção do tronco em paralelo ao solo. Dentre esses músculos, o iliocostal já foi citado como um dos músculos do tronco mais solicitados durante a rotação da coluna, havendo diferença na ativação quando comparados os contralaterais (NG *et al.* 2001). Nesse estudo, o iliocostal correspondente ao lado para onde era feita a rotação da coluna apresentou um sinal eletromiográfico mais elevado em relação ao seu contralateral. Considerando que para a manutenção da estabilidade rotacional da coluna em P2A e P3A seja necessária a contração de músculos rotadores da coluna que agem no sentido do lado

contrário ao braço apoiado, a maior ativação do ILCD em relação ao seu contralateral que foi demonstrada aqui vai ao encontro desse estudo anterior (NG *et al.* 2001).

O oblíquo externo correspondente ao lado dominante teve um maior percentual de ativação em P2A do que em P4A, porém não houve diferença entre P2A e P3A, assim como entre P3A e P4A, demonstrando que a EMG do OLD em P3A parece ficar em um nível intermediário entre P4A e P2A. Esse é um resultado interessante, o qual aponta para uma participação maior do OLD, conforme o aumento de instabilidade do tronco em *push-ups*. O oblíquo externo já foi considerado como principal músculo do tronco responsável pela rigidez rotacional da coluna em *push-ups*, dentre os músculos mais superficiais (HOWARTH 2008).

A diminuição no número de apoios parece levar a um aumento de tendência rotacional da coluna para o lado do braço apoiado, provavelmente em função da diminuição da base de apoio e aumento de instabilidade do tronco (a tendência de girar do hemitruco superior é maior que a tendência do inferior pela diferença entre a massa corporal e a posição do centro de massa destas regiões). Considerando que o OLD tem importante participação na rotação da coluna para o lado contrário (MOORE 2001), pode-se inferir o porquê do ocorrido. Espera-se que este aumento de tendência rotacional do tronco para o lado correspondente ao braço apoiado seja compensado pela ação dos músculos responsáveis pela rotação da coluna para o lado contrário, o que explicaria o aparente aumento na demanda do OLD para manter o tronco em paralelo ao solo em P2A quando comparado a sua ação em P4A. Por outro lado, como em P3A a solicitação dos oblíquos externos não foi diferente da em P4A, a diminuição no número de apoios dos membros superiores, que é responsável por um aumento de tendência rotacional para o lado do braço apoiado, não parece ter tido grande influência, pois seria esperado um aumento de demanda do OLD para manutenção do tronco rígido, o que não foi observado neste estudo.

Outra possibilidade é que a diminuição no número de apoios das pernas, mantendo uma suspensão no ar, tenha provocado um aumento de tendência rotacional para o lado oposto ao braço apoiado e, por sua vez, mais importante do que a redução no número de apoios dianteiro. Considerando isso como verdade, seria esperado um aumento na ativação do OLCD e do oblíquo interno correspondente ao lado apoiado. Segundo o estudo de Howarth (2008), apesar de o oblíquo interno (OI) e o externo agirem conjuntamente na manutenção da rigidez rotacional da coluna em *push-ups*, o OI teria uma participação significativamente maior. Apesar de o oblíquo externo ser mais superficial do que o interno, caso o P2A tenha sido responsável por um real aumento de tendência rotacional para o lado oposto ao braço apoiado, e considerando que o OI tenha uma participação maior na rigidez rotacional do que o oblíquo

externo (HOWARTH 2008), talvez o sinal do OI possa ter interferido no do OLD. Nesse caso, uma vez que o braço não apoiado em P3A e P2A fica junto ao tronco, e a perna em P2A fica suspensa, e mais longe do centro de massa do corpo como um todo, o peso da perna produziria um momento maior naquele sentido do que o membro superior não apoiado no sentido contrário. Isso também explicaria a ausência de diferença na ativação dos oblíquos externos entre P4A e P3A. Freeman (2006) também não encontrou diferenças significativas entre as ativações dos oblíquos externos, nem dos oblíquos internos, quando se compara o *push-up* padrão com o realizado com o apoio de apenas uma das mãos. Contudo, a real relação dos oblíquos e interpretação das tendências rotacionais em P2A e P3A necessita de mais estudos.

Observando-se a ativação dos demais músculos estudados (tríceps braquial, peitoral maior, ílio correspondente ao braço apoiado e oblíquo externo do lado contrário ao braço apoiado), não foram encontradas diferenças significativas quando comparados os valores em P2A, P3A e P4A (Figura 5). Isso pode ter acontecido tanto por uma real inexistência de diferença entre as situações, ou devido à pequena amostra e baixa homogeneidade da mesma quanto ao nível de treinamento e sexo. Cabe salientar que Cogley (2005) não encontrou diferenças significativas entre homens e mulheres quanto à ativação do PM e TB na execução de *push-ups* de P4A, bem como Freeman (2006) também não encontrou diferença na ativação desses músculos entre P4A e P3A.

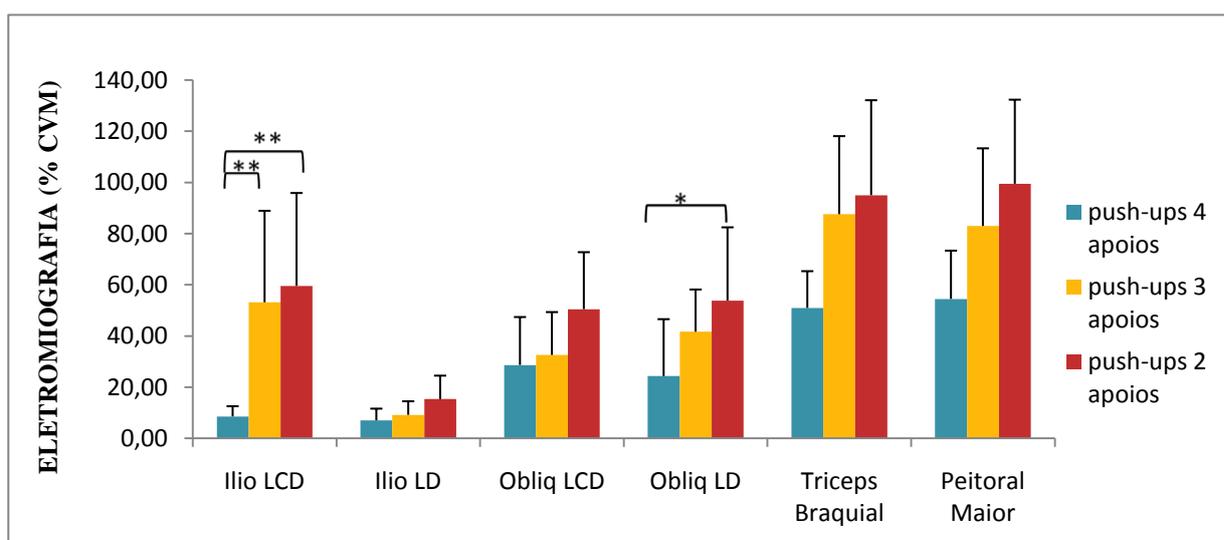


Figura5. Comparação entre Eletromiografia (%CVM) dos músculos peitoral maior, tríceps braquial, oblíquo externo do lado dominante, oblíquo externo do lado contrário ao dominante, iliocostal do lado dominante e iliocostal do lado contrário ao dominante, durante *push-ups* com 2, 3 e 4 apoios. \* indica  $p < 0,05$ . \*\* indica  $p < 0,01$ .

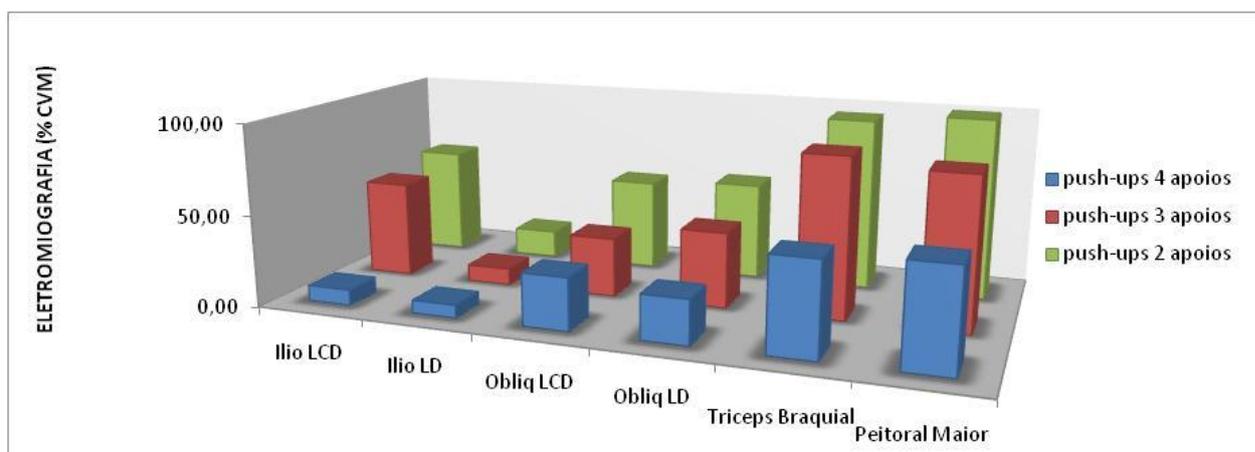


Figura 6. Visualização tridimensional do comportamento das médias de Eletromiografia (%CVM) dos músculos peitoral maior, tríceps braquial, oblíquos externos e ílio costais, durante *push-ups* com 2, 3 e 4 apoios.

Analisando-se o comportamento dos músculos observados, em cada um dos tipos de *push-ups* testados, nota-se uma mudança de comportamento e participação de alguns músculos no desempenho da técnica (Tabelas 2, 3 e 4-Anexo 2).

Durante os *push-ups* com quatro apoios (Tabela 2-Anexo 2), considerando a EMG dos músculos avaliados, não houve diferença entre o ILD e o ILCD, nem entre os oblíquos externos, assim como o TB e PM não diferiram entre si. Aparentemente, os valores de ativação do peitoral em P4A encontrados aqui ( $54,49 \pm 18,9\%$ ) não foram muito diferentes dos registrados anteriormente por Cogley (2005),  $66,3 \pm 9,5\%$  (somente para homens). Da mesma forma, esses resultados não ficaram muito longe do encontrado por Freeman (2006),  $61,2 \pm 38,3$  (ambos os sexos). O posicionamento dos eletrodos sobre o peitoral adotado por Cogley foi o mesmo utilizado no presente estudo, porém a amostra havia sido composta apenas por praticantes recreacionais e, até por todos os indivíduos do presente estudo serem capazes de realizar P2A e P3A, imagina-se que sejam indivíduos mais treinados para a realização de P4A do que aqueles que participaram do estudo de Cogley. Já Freeman, apesar de ter utilizado uma amostra aparentemente melhor preparada para realização de P4A, considerando o grau de dificuldade dos exercícios que eles executaram, analisou a porção esterno-costal do peitoral, o que também deve ser levado em consideração quando se analisa os resultados. O mesmo comportamento foi observado no TB, cuja EMG no presente estudo ( $50,96 \pm 14,4\%$ ) foi próxima à registrada no estudo de Cogley (2005),  $62,3 \pm 7,1\%$  (homens), e no de Freeman (2006),  $66 \pm 17,6\%$  (ambos os sexos). Tanto no presente estudo, como em outros (COGLEY *et al.*2005; FREEMAN *et al.*2006), TB e PM não tiveram uma ativação eletromiográfica significativamente diferente entre si na execução do *push-up* padrão, o que parece ser um comportamento comum durante P4A.

O ILCD apresentou atividade EMG mais baixa do que os oblíquos externos (ambos para  $p < 0,01$ ). Da mesma forma, a atividade eletromiográfica do ILD foi menor que a dos oblíquos externos (ambos para  $p < 0,001$ ). O PM e TB não diferiram entre si, no entanto apresentaram EMG maior do que a dos ílios (ambos para  $p < 0,001$ ) e do que a dos oblíquos externos (ambos para  $p < 0,05$ ). Não obstante, quando há redução no número de apoios dianteiros, percebe-se um comportamento diferente dos músculos avaliados, principalmente daqueles relacionados à manutenção da estabilidade do tronco. Logo, em *push-ups* convencionais, 4 apoios, considerando-se os músculos avaliados, foi observada uma ativação mais alta do PM e TB, em torno de 50% CVM, seguidos pelos oblíquos externos próximo a 26% CVM e, por último, pouco solicitados em P4A, os ílio costais com aproximadamente 8% CVM.

Nossos resultados foram similares aos apresentados por Freeman (2006) no que se refere aos oblíquos externos, cujos valores de ativação haviam sido em torno de 23% CVM. Os eretores da coluna também apresentaram uma média de EMG mais baixa em relação ao TB, PM, OLD e OLCD, com valores beirando os 3% CVM.

Com a redução no número de apoios, em P3A (Tabela 3), observa-se uma modificação no padrão do sinal eletromiográfico dos músculos em relação ao P4A. Primeiramente, nota-se que EMG do ILCD foi significativamente maior do que a do ILD ( $p < 0,001$ ) e não foi significativamente diferente do que qualquer um dos demais músculos avaliados. O ILD apresentou EMG mais baixa do que todos os músculos avaliados (todos para um  $p < 0,001$ ). Os oblíquos externos não apresentaram diferença entre si, porém apenas o OLCD apresentou níveis mais baixos de ativação do que TB ( $p \leq 0,001$ ) e PM ( $p < 0,01$ ). PM, TB, OLD e ILCD não apresentaram diferença significativa entre seus sinais eletromiográficos. Aparentemente a ativação do OLD em P3A ocorre num nível intermediário entre o do OLCD e ILCD, PM, TB.

Nesse tipo de *push-up* há um aumento na tendência de rotação da coluna provocada pelo lado oposto ao braço apoiado, onde não há apoio do membro superior, em direção ao lado do braço apoiado. Para a manutenção do tronco rígido ao longo do movimento torna-se necessária uma maior ativação dos músculos responsáveis pela ação contrária a essas tendências, como o ILCD e o OLD. A significativa maior ativação do ILCD em relação ao ILD em P3A foi ao encontro do esperado. Já o OLD, apesar de não diferir significativamente do OLCD, não apresentou diferença em relação aos músculos mais solicitados em P3A: ILCD, PM e TB, já o OLCD obteve um nível de ativação mais baixo do que esses músculos.

O único registro encontrado sobre respostas de EMG em *push-ups* com o apoio de apenas um braço foi o estudo de Freeman (2006). Diferente dos resultados do presente estudo

(ILCD:  $53,2 \pm 35,7\%$ ; ILD:  $9,2 \pm 5,3\%$ ), Freeman não encontrou diferença significativa entre a ativação dos eretores da coluna (ILCD:  $28,8 \pm 29,9\%$ ; ILD:  $8,3 \pm 5,6\%$ ), apesar da média em ILCD ter sido mais alta, uma vez que a EMG do ILCD variou muito entre os indivíduos. Quanto aos eretores da coluna, o posicionamento dos eletrodos adotado por Freeman não foi o mesmo que utilizamos, ele posicionou-os mais medialmente. Além disso, o posicionamento da perna não apoiada durante o *push-up* de 3 apoios realizado nesse estudo não ficou bem claro, havendo a possibilidade de não ter sido adotado o afastamento das pernas característico do P3A. No que se refere aos oblíquos externos, Freeman não encontrou diferença entre eles (OLCD:  $53,6 \pm 32,6\%$ ; OLD:  $51,3 \pm 13,4\%$ ), assim como o presente estudo (OLCD:  $32,6 \pm 16,8\%$ ; OLD:  $41,7 \pm 16,5\%$ ).

Assim, em P3A identificou-se uma importante participação do ILCD durante a execução do movimento que não está presente no P4A. O PM, TB continuaram entre os músculos mais ativados, com média de ativação em torno de 85% CVM, no entanto não diferiram do ILCD ( $53,2 \pm 35,7\%$ ) nem do OLD ( $41,7 \pm 16,5\%$ ). Já o OLCD ( $32,6 \pm 16,8\%$ ), apesar de não ter sido significativamente diferente do OLD, apresentou uma ativação mais baixa do que o ILCD, PM e TB. Por último, o ILD apresentou a EMG mais baixa dentre os músculos avaliados ( $9,2 \pm 5,3\%$ ) em P3A.

Com a redução de mais um apoio, em P2A (Tabela 4), o comportamento de ativação dos músculos não apresentou grandes modificações. A EMG do ILCD continuou mais elevada do que a do ILD ( $p < 0,001$ ), o qual se manteve com uma EMG, percentualmente em relação à CVM, menor do que os demais músculos avaliados (todos para  $p < 0,001$ ). Os oblíquos externos continuaram não diferindo entre si, contudo em P2A o OLCD apresentou EMG mais baixa do que o PM ( $p < 0,05$ ), porém não foi significativamente diferente do TB. O TB e PM chegaram a níveis bem próximos de 100% CVM. O OLD continua parecendo ser ativado num grau intermediário entre OLCD e TB. Nota-se que a ativação dos músculos ILCD, OLCD e OLD atingiram, em média, níveis próximos ao do PM e TB em P4A, onde eram os músculos mais solicitados dentre os avaliados. Dessa forma, conclui-se que os músculos do tronco apresentam uma importância crescente na execução de *push-ups* inversamente proporcional ao número de apoios dianteiros. O ILCD chega a possuir uma ativação em P2A e P3A que não chega a ser significativamente diferente do PM e TB os quais, dentre os músculos avaliados, são os mais recrutados em P4A. Como não foram encontrados estudos que tenham avaliado o P2A, não há outros resultados que possam servir como parâmetro para os deste estudo.

## 5 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Este estudo contou com uma amostra composta por 10 homens e 2 mulheres, fisicamente ativos e capazes de realizar os *push-ups* com dois, três e quatro apoios conforme a técnica da Ginástica Aeróbica Esportiva. A fim de se minimizar a variabilidade das respostas de eletromiografia e  $F_z$  entre os indivíduos, seria importante ter uma amostra maior e mais homogênea quanto ao sexo e nível de treinamento, preferencialmente apenas praticantes/atletas de GAE habituados a realizar as técnicas avaliadas. Infelizmente para o presente estudo foi possível contar com apenas seis indivíduos praticantes de GAE, o que seria uma amostra muito pequena. Procurou-se desta forma aumentar o tamanho amostral contando também com “indivíduos fisicamente ativos”, mas não praticantes de GAE. Se por um lado este artifício aumentou o n amostral, por outro pode ter contribuído também para um aumento da variabilidade dos resultados.

Quanto aos recursos materiais, a disponibilidade de apenas uma plataforma de força impossibilitou a quantificação direta da  $F_z$  em cada um dos pontos de apoio durante P4A, P3A e P2A. Além disso, seria interessante ter avaliado a resposta de outros músculos do tronco a fim de entender a participação de cada um deles com a redução no número de apoios em *push-ups*. No que se refere à distribuição da força de reação do solo vertical entre os membros apoiados, um estudo mais criterioso sobre o posicionamento do centro de massa dos indivíduos, ao longo das execuções nos diferentes *push-ups*, traria informações importantes para uma melhor compreensão da contribuição deste fator nos resultados finais.

## 6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A partir dos resultados aqui apresentados, pôde-se ter uma melhor idéia quanto à redistribuição da força de reação com o solo do indivíduo com a redução no número de apoios característica dos *push-ups* da ginástica aeróbica esportiva. A redução no número de mãos apoiadas sobrecarregou o braço de apoio, porém não transferiu toda a força a qual era exercida aos dois braços durante a execução de *push-ups* com quatro apoios. Assim, demonstrou-se que parte da força é redistribuída entre os membros inferiores. Todavia, o valor máximo de  $F_z$  aplicado às mãos durante *push-ups* com quatro apoios manteve-se com a redução no número de apoios, chegando a ser aplicado ao braço apoiado durante a execução de *push-ups* com dois e tr apoios.

No que se refere às respostas de eletromiografia dos músculos peitoral maior (PM), tríceps braquial (TB), oblíquos externos (OEs) e eretores da coluna lombar (ELs), houve diferença na magnitude da ativação dos músculos, assim como no padrão de ativação dos mesmos, com a redução no número de apoios. Em *push-ups* com quatro apoios os músculos TB e PM apresentaram sinal eletromiográfico mais elevado, seguido pelos OEs num nível intermediário e, por último, os ELs com uma ativação mais baixa.

A redução no número de apoios superiores, do *push-up* com quatro para o com três apoios, aumentou significativamente a participação do iliocostal contrário ao braço de apoio em relação à sua atividade em *push-ups* com quatro apoios e foi significativamente maior do que o iliocostal oposto em *push-ups* com três apoios. O ILCD não apresentou diferença significativa em relação ao PM, TB e ao OE correspondente ao braço de apoio (OLD). Os OEs não apresentaram diferença entre si e o ILD correspondente ao braço de apoio apresentou um sinal eletromiográfico mais baixo do que todos os músculos avaliados neste estudo. A redução de mais um apoio, de P3A para P2A, não foi responsável por grandes modificações na eletromiografia dos músculos estudados. Nenhum dos músculos apresentou diferença significativa entre P2A e P3A, porém o ILCD manteve sua EMG maior do que a apresentada em P4A e, a ativação do OLD em P2A foi maior do que em P4A.

O padrão de ativação em P2A foi parecido com o em P3A, porém o OLCD não diferiu do TB, sendo menor apenas do que o PM. O ILD manteve um sinal eletromiográfico mais baixo do que os demais músculos e não houve diferença significativa entre PM, TB, ILCD e OLD. O TB e PM chegaram, em média, a níveis próximos do máximo (100% CVM). Já os

músculos ILCD, OLCD e OLD atingiram, em média, valores próximos ao do PM e TB em P4A, onde eram os mais solicitados. Assim, os músculos do tronco apresentam uma importância crescente na execução de *push-ups* inversamente proporcional ao número de apoio das mãos.

O presente estudo foi o primeiro, de nosso conhecimento, a estudar elementos obrigatórios da ginástica aeróbica esportiva. Da mesma forma, não encontramos qualquer estudo que tivesse avaliado respostas de eletromiografia, assim como as forças de reação do solo aplicadas ao braço de apoio, nos *push-ups* com dois apoios. Os resultados apresentados por este estudo são uma primeira etapa no intuito de compreender melhor esses elementos e fornecer subsídio para pessoas que trabalham com a ginástica aeróbica esportiva (técnicos, treinadores, coreógrafos, atletas...). As informações contidas neste estudo também podem ser aproveitadas por outros indivíduos que tenham interesse em complementar ou variar seus treinos, fornecendo diferentes estímulos através de *push-ups*. Esse tipo de exercício utiliza o próprio corpo como sobrecarga, pode ser adaptado a diferentes intensidades, trabalhar vários grupos musculares ao mesmo tempo e dispensa o uso de outros materiais ou espaço físico amplo. Desta forma, os *push-ups* são uma opção viável para compor o treinamento de indivíduos com diferentes objetivos, níveis de aptidão física, disponibilidade de espaço e poder aquisitivo.

## REFERÊNCIAS

- ALLARD, Paul; STOKES, Ian A. F.; BLANCHI, Jean-Pierre. Euler's equations. In: Three dimensional analysis of human movement. Editora Human kinetics, 1995. p. 152
- ANGEVAREN, M. *et al.* Physical activity and enhanced fitness to improve cognitive function in older people without known cognitive impairment. *Cochrane database of systematic reviews*. V.3, CD005381, julho. 2008
- AN, Kai-Nan. *et al.* Intersegmental elbow joint load during pushup. *Biomedical sciences instrumentation*. V. 28, p.69-74. 1992
- AN, Kai-Nan. *et al.* Kinematic and kinetic analysis of push-up exercise. *Biomedical sciences instrumentation*. V.26, p.53-57. 1990.
- ARAMPATZIS A.; MOREY-KLAPSING G.; BRÜGGEMANN GP. The effect of falling height on muscle activity and foot motion during landings. *Journal of electromyography kinesiology*. V. 13, n. 6, p. 533-544. 2003.
- ARAMPATZIS A.; STAFILIDIS S.; MOREY-KLAPSING G.; BRÜGGEMANN GP. Interaction of the human body and surfaces of different stiffness during drop jumps. *Medicine and science in sports and exercise*. V. 36, n. 3, p. 451-459. 2004
- ATKINSON, J. *et al.* *Aerobic gymnastics code of points: 2009-2012, FIG*. Edição: outubro, 2008. Disponível em: <<http://www.sportaerobics-nac.com>>; Acesso em: 02 de setembro de 2009.
- BARROS MORAES, J. C. T. Instrumentação para análise da biodinâmica do movimento humano. In: CARLOS AMADIO, A.; JOSÉ BARBANTI, V. (Org.). *A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares*. São Paulo: Estação Liberdade, 2000. p 15-44.
- BERNASCONI S.M.; TORDI N.R.; PARRATTE B.M.; ROUILLON J.D.; MONNIER G.G. Effects of two devices on the surface electromyography responses of eleven shoulder muscles during Azarian in gymnastics. *Journal of strength and conditioning research*. V. 20, n. 1, p. 53-57. 2006.
- BRADSHAW E.J.; LE ROSSIGNOL P. Anthropometric and biomechanical field measures of floor and vault ability in 8 to 14 year old talent-selected gymnasts. *Sports biomechanics*. V.3, n.2, p.249-262. 2004
- COGLEY, Robert M. *et al.* Comparison of muscle activation using various hand positions during the push-up exercise. *Journal of strength and conditioning research*. V.19, n.3, p.628-233, agosto. 2005.
- CORREIA, P. P.; MIL-HOMENS, P. *A electromiografia no estudo do movimento humano*. Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana, 2004.

CHOU, Pei-His *et al.* Biomechanical analyses for the effects of elbow initial flexion angles on upper extremity during a fall. *Biomedical engineering applications, basis & communications*. V.40, n.1, p.40-46., fevereiro. 2002a.

CHOU, Pei-His *et al.* Elbow load with various forearm positions during one-handed pushup exercise. *International journal of sports medicine*. V.23, n.6, p. 457–462, agosto. 2002b.

CHUCKPAIWONG B. & HARNROONGROJ T. Palmar pressure distribution during push-up exercise. *Singapore Med J*. V.50, N.7, p.702-704. 2009.

DEMIRCAN E.; KHATIB O.; WHEELER J.; DELP S. Reconstruction and EMG-informed control, simulation and analysis of human movement for athletics: performance improvement and injury prevention. *31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. V.1, p. 6534-6537. 2009.

DONKERS, Margaret J. *et al.* Hand position affects elbow joint load during push-up exercise. *Journal of biomechanics*. V.26, n.6, p.625-632, junho. 1993.

DYHRE-POULSEN P. An analysis of splits leaps and gymnastic skill by physiological recordings. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. V. 56, n. 4, p. 390-397. 1987.

ELLIOTT B. Biomechanics: An integral part of sport science and sport medicine. *Journal of Science and Medicine in Sport*, V. 2, n. 4, p. 299-310. 1999.

FUJIHARA T.; FUCHIMOTO T.; GERVAIS P.; Biomechanical analysis of circles on pommel horse. *Sports biomechanics*. V. 8, n. 1, p. 22-38. 2009

FREEMAN S. *et al.* Quantifying muscle patterns and spine load during various forms of the push-up. *Medicine and science in sports and exercise*. V.38, n. 3, p. 570-577, março. 2006.

GATTO F.; SWANNELL P.; NEAL R. A force-indentation relationship for gymnastic mats. *Journal of biomechanical engineering*. V. 114, n. 3, p. 338-345. 1992

GOUVALI, Marina K.; BOUDOLOS, Konstantinos. Dynamic and electromyographical analysis in variants of push-up exercise. *Journal of strength and conditioning research*. V.19, n.1, p.146-151, fevereiro. 2005.

HALL, S. J. *Biomecânica básica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.

HARUHI, *et al.* A study on the special characteristics of aerobic gymnastics athletes and the movement of blood lactate. *Bulletin of Asai Gakuen College*. N. 45, março. 2007.

HOWARTH, Samuel J.; BEACH, Tyson A.C.; CALLAGHAN, Jack P. Abdominal muscles dominate contributions to vertebral joint stiffness during the push-up. *Journal of applied biomechanics*. V.24, n.2, p.130-139, maio. 2008.

IKAWA H.; TOKUHIRO A. Kinesiological study of push-up motion using a three-dimensional floor reaction on a force plate. *Acta medica Okayama*. V.49, n.3, p. 129-135, junho. 1995.

KOH T. J.; GRABINER M. D.; WEIKER G.G. Technique and ground reaction forces in the back handspring. *The American journal of sports medicine*. V. 20, n. 1, p. 61-66. 1992.

KOLAR E.; KOLAR K.A.; STUHEC S. Comparative analysis of selected biomechanic characteristics between a support backward swing and support swing for the 1 1/4 straddle-piked forward salto on the parallel bars. *Sports biomechanics*. V.1, n.1, p. 69-78. 2002,

KONRAD P. The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography. *Noraxon IN*. Versão 1.0. 2005

KOTANI, Yasuhiro; TOKUHIRO, Akihiro. Kinesiological study of the push-up motion in spinal cord injury patients: involving measurement of hand pressure applied to a force plate. *Acta medica Okayama*. V.56, n.2, p.78-82, abril. 2002.

LAKDAWALLA D.; PHILIPSON T. The growth of obesity and technological change. *Economics and human biology*. V.7, n. 3, p. 283-293. 2009.

LEAR, L.J.; GROSS M.T. An electromyographical analysis of the scapular stabilizing synergists during a push-up progression. *The journal of orthopaedic and sports physical therapy*. V.28, n.3, p.146-157, setembro. 1998.

LEHMAN, Gregory J.; GILAS, Danielle; PATEL, Ushma. An unstable support surface does not increase scapulothoracic stabilizing muscle activity during pushup and pushup plus exercises. *Manual therapy*. V.13, n.6, p.500-106, dezembro. 2008.

LEIJON M.E.; BENDTSEN P.; NILSEN P.; EKBERG K.; STÅHLE A. Physical activity referrals in Swedish primary health care - prescriber and patient characteristics, reasons for prescriptions, and prescribed activities. *BMC health services research*. V.8, p. 201. 2008.

LOPES da SILVA, O. A biomecânica do aparelho locomotor humano. In: CARLOS AMADIO, A.; JOSÉ BARBANTI, V. (Org.). *A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares*. São Paulo: Estação Liberdade, 2000. p 71-77.

LOU S.Z.; LIN C.J.; CHOU P.H.; CHOU Y.L.; SU F.C. Elbow load during push-up at various forearm rotations. *Clinical biomechanics*. V.16, p.408-414. 2001.

LUDEWIG, Paula M. *et al.* Relative balance of serratus anterior and upper trapezius muscle activity during push-up exercises. *The american journal of sports medicine*. V.32, n.2., p.484-493, março. 2004.

MARTINS J.; TUCCI H.T.; ANDRADE R.; ARAÚJO RC.; BEVILAQUA-GROSSI D.; OLIVEIRA A.S. Electromyographic amplitude ratio of serratus anterior and upper trapezius muscles during modified push-ups and bench press exercises. *Journal of strength and conditioning research*. V.22, N.2, p.477-484, março. 2008.

MATHIYAKOM W.; MCNITT-GRAY J.L.; WILCOX R. Lower extremity control and dynamics during backward angular impulse generation in backward translating tasks. *Experimental brain research*. V. 169, n. 3, p. 377-388. 2005.

MCNEAL J.R.; SANDS W.A.; SHULTZ B.B. Muscle activation characteristics of tumbling take-offs. *Sports biomechanics*. V. 6, n. 3, p. 375-390. 2007

MEAD, G.E. *et al.* Exercise for depression. *Cochrane database of systematic reviews*.V.4, CD004366, julho. 2009.

MELLO M. T.; BOSCOLO R. A.; ESTEVES A. M.; TUFIK S. O exercício físico e os aspectos psicobiológicos. *Revista brasileira de medicina do esporte*. V.11, n.3, p.203-207. 2005.

MOORE K.L. & DALLEY A.F. Anatomia orientada para a clínica. *Guanabara Koogan*. Rio de Janeiro, 2001.

NG, J. K. F *et al.* Functional roles of abdominal and back muscles during isometric axial rotation of the trunk. *Journal of orthopaedic research*. V. 19 p.463-471. 2001.

NIGG, B. M. Biomechanics of the musculo-skeletal system, 2nd edition: John Wiley & Sons Inc, 1999.

POLI, Maria Eduarda. Aeróbica esportiva (AER). In: DA COSTA, Lamartine. (Org). *Atlas do esporte no Brasil*. Rio de Janeiro:CONFEEF, 2006.

RUSSEL K. W.; QUINNEY H.A.; HAZLETT C.B.; HILLIS D. Knee muscle strength in elite male gymnasts. *The journal of orthopaedic and sports physical therapy*. V. 22, n. 1, p. 10-17. 1995

SEEGMILLER, J.G.; MCCAWE, S. T. Ground reaction forces among gymnasts and recreational athletes in drop landings. *Journal of Athletic Training*. V 38, n. 4, p 311-314, dezembro. 2003.

SHULTZ S. P. *et al.* Effects of pediatric obesity on joint kinematics and kinetics during 2 walking cadences. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. V. 90, n. 12, p. 2146-54, dezembro. 2009

SILVA, M.N. *et al.* A randomized controlled trial to evaluate self-determination theory for exercise adherence and weight control: rationale and intervention description. *BMC public health*. V.8, n.234, outubro. 2008.

SIMPSON. K. biomechanics of physical activity. In: HOFFMAN, J. S. (Org.). Introduction to kinesiology: studying physical activity. 3<sup>rd</sup> edition. Ed.: Human Kinetics, 2009. p 265.

TUCKER, W. Steven *et al.* Electromyography of 3 scapular muscles: a comparative analysis of the cuff link device and a standard push-up. *Journal of athletic training*. V. 43, n.5, p.464-469. 2008.

WINTER, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. Waterloo, Ontario, Canada: John Wiley & Sons Inc, 1990.

## ANEXO I – TERMO DE CONSENTIMENTO

Este documento é parte integrante de um Projeto de Pesquisa que será desenvolvido no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. O presente estudo se propõe a analisar a força externa vertical sobre o membro superior ativo e a atividade elétrica de superfície dos músculos: tríceps, peitoral maior, oblíquo externo e paravertebrais lombares, durante *push-ups* com quatro, três e dois apoios.

Para participar da realização deste trabalho serão necessários indivíduos com idade entre 21- 27 anos, saudáveis, fisicamente ativos, que pratiquem musculação pelo menos três vezes por semana e realizem regularmente *push-ups* como parte de seus treinos. Os avaliados executarão um *push-up* com três apoios, um *push-up* com dois apoios e dez *push-ups* com quatro apoios conforme o ritmo ao qual estão habituados a realizar o exercício durante os treinos. Serão verificadas, previamente, a massa corporal total e a estatura dos indivíduos. Serão utilizados seis pares de eletrodos de superfície distribuídos da seguinte forma: posicionados bilateralmente ao longo da região lombar da coluna vertebral e do abdominal oblíquo externo; posicionados unilateralmente no músculo tríceps braquial e peitoral maior correspondentes ao lado cuja mão estará apoiada durante a execução. A mão estará apoiada sobre uma plataforma de força. Durante a execução da tarefa será registrada a força de reação do solo vertical, além da captura do sinal eletromiográfico.

Em todos procedimentos os pesquisadores responsáveis estarão presentes ao lado do avaliado a fim de evitar qualquer intercorrência, oferecer qualquer assistência que seja necessária, bem como esclarecer qualquer dúvida a cerca dos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados à pesquisa.

Pelo presente Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, declaro que autorizo a minha participação voluntária nesta pesquisa, pois fui informado, de forma clara e detalhada, livre de qualquer forma de constrangimento e coerção, dos objetivos, da justificativa, dos riscos, desconfortos e benefícios e dos procedimentos aos quais serei submetido.

Fui, igualmente, informado:

- da garantia de receber resposta a qualquer pergunta ou esclarecimento ou qualquer dúvida a cerca dos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados com a pesquisa;

- da liberdade de retirar meu consentimento, a qualquer momento, e deixar de participar do estudo, sem nenhum tipo de penalidade;
- da garantia de que não serei identificado quando da divulgação dos resultados e que as informações obtidas serão vinculadas à presente pesquisa;
- do compromisso de proporcionar informação atualizada, obtida durante o estudo, ainda que esta possa afetar minha vontade em continuar participando do projeto;
- da disponibilidade de tratamento médico e indenização, conforme esclarecido a legislação, caso existam danos a minha saúde, diretamente causado por esta pesquisa;
- de que se existirem gastos adicionais, estes serão absorvidos pelo orçamento da pesquisa;
- de que não receberei dinheiro algum pela minha participação neste estudo.

Os Pesquisadores Responsáveis por esta pesquisa são Jefferson Fagundes Loss (telefone: 3308.5822) e Juliana Obino Mastella (telefone: 3339.1366).

Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

---

Nome e assinatura do Voluntário

---

Nome e assinatura do Responsável pela obtenção do presente consentimento

## ANEXO II – TABELAS

Tabela 2. Comparações múltiplas da interação entre músculos (iliocostal contrário ao dominante; iliocostal lado dominante; oblíquo externo contrário ao dominante; oblíquo externo lado dominante; tríceps braquial; peitoral maior) em *push-ups* com 4 apoios. \* indica  $p < 0,05$ . \*\* indica  $p < 0,01$ . \*\*\* indica  $p < 0,001$ .

Tipo de apoio	Músculo		Diferença Pontual	Limite Inferior (95%)	Limite Superior (95%)	Valor-p ajustado
	Músculo	Músculo				
	Ilio LCD	Ilio LD	0,205	-0,600	1,011	1,000
		Oblíq LCD	-1,009 **	-1,833	-0,186	0,003
		Oblíq LD	-1,003 **	-1,847	-0,158	0,005
		Triceps Braquial	-1,929 ***	-2,753	-1,106	0,000
	Ilio LD	Peitoral Maior	-1,945 ***	-2,769	-1,122	0,000
		Ilio LCD	-0,205	-1,011	0,600	1,000
		Oblíq LCD	-1,214 ***	-2,038	-0,391	0,000
		Oblíq LD	-1,208 ***	-2,053	-0,363	0,000
		Triceps Braquial	-2,135 ***	-2,958	-1,311	0,000
		Peitoral Maior	-2,150 ***	-2,974	-1,327	0,000
<i>push-ups</i> 4 apoios	Oblíq LCD	Ilio LCD	1,009 **	0,186	1,833	0,003
		Ilio LD	1,214 ***	0,391	2,038	0,000
		Oblíq LD	0,007	-0,855	0,869	1,000
		Triceps Braquial	-0,920 *	-1,762	-0,079	0,017
	Oblíq LD	Peitoral Maior	-0,936 *	-1,777	-0,095	0,014
		Ilio LCD	1,003 **	0,158	1,847	0,005
		Ilio LD	1,208 ***	0,363	2,053	0,000
		Oblíq LCD	-0,007	-0,869	0,855	1,000
		Triceps Braquial	-0,927 *	-1,789	-0,065	0,021
		Peitoral Maior	-0,943	-1,805	-0,080	1,000
	Triceps Braquial	Ilio LCD	1,929 ***	1,106	2,753	0,000
		Ilio LD	2,135 ***	1,311	2,958	0,000
		Oblíq LCD	0,920 *	0,079	1,762	0,017
		Oblíq LD	0,927 *	0,065	1,789	0,021
	Peitoral Maior	Ilio LCD	-0,016	-0,857	0,826	1,000
		Ilio LD	1,945 ***	1,122	2,769	0,000
		Ilio LD	2,150 ***	1,327	2,974	0,000
		Oblíq LCD	0,936 *	0,095	1,777	0,014
		Oblíq LD	0,943 *	0,080	1,805	0,017
		Triceps Braquial	0,016	-0,826	0,857	1,000

OBS.: Valores referentes ao logaritmo natural da ativação de cada músculo.

Tabela 3. Comparações múltiplas da interação entre músculos (iliocostal contrário ao dominante; iliocostal lado dominante; oblíquo externo contrário ao dominante; oblíquo externo lado dominante; tríceps braquial; peitoral maior) em *push-ups* com 3 apoios. \* indica  $p < 0,05$ . \*\* indica  $p < 0,01$ . \*\*\* indica  $p < 0,001$ .

COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS DA INTERAÇÃO (POST-HOC DE TUKEY)							
Tipo de apoio	Músculo	Músculo	Diferença Pontual	Limite Inferior (95%)	Limite Superior (95%)	Valor-p ajustado	
<b>push-ups 3 apoios</b>	Ilio LCD	Ilio LD	1,584 ***	0,779	2,390	0,000	
		Oblíq LCD	0,343	-0,481	1,166	0,991	
		Oblíq LD	0,049	-0,796	0,894	1,000	
		Triceps Braquial	-0,771	-1,595	0,052	0,096	
	Ilio LD	Peitoral Maior	-0,671	-1,495	0,152	0,271	
		Ilio LCD	-1,584 ***	-2,390	-0,779	0,000	
		Oblíq LCD	-1,242 ***	-2,065	-0,418	0,000	
		Oblíq LD	-1,535 ***	-2,380	-0,691	0,000	
	Oblíq LCD	Triceps Braquial	-2,355 ***	-3,179	-1,532	0,000	
		Peitoral Maior	-2,255 ***	-3,079	-1,432	0,000	
		Oblíq LCD	Ilio LCD	-0,343	-1,166	0,481	0,991
			Ilio LD	1,242 ***	0,418	2,065	0,000
		Oblíq LD	-0,294	-1,156	0,568	0,999	
		Triceps Braquial	-1,114 ***	-1,955	-0,272	0,001	
Oblíq LD		Peitoral Maior	-1,014 **	-1,855	-0,172	0,004	
		Ilio LCD	-0,049	-0,894	0,796	1,000	
		Ilio LD	1,535 ***	0,691	2,380	0,000	
		Oblíq LCD	0,294	-0,568	1,156	0,999	
Triceps Braquial		Triceps Braquial	-0,820	-1,682	0,042	0,083	
		Peitoral Maior	-0,720	-1,582	0,142	0,232	
		Ilio LCD	0,771	-0,052	1,595	0,096	
		Ilio LD	2,355 ***	1,532	3,179	0,000	
Triceps Braquial	Oblíq LCD	1,114 ***	0,272	1,955	0,001		
	Oblíq LD	0,820	-0,042	1,682	0,083		
Peitoral Maior	Peitoral Maior	0,100	-0,741	0,941	1,000		
	Ilio LCD	0,671	-0,152	1,495	0,271		
	Ilio LD	2,255 ***	1,432	3,079	0,000		
	Oblíq LCD	1,014 **	0,172	1,855	0,004		
	Oblíq LD	0,720	-0,142	1,582	0,232		
	Triceps Braquial	-0,100	-0,941	0,741	1,000		

OBS.: Valores referentes ao logaritmo natural da ativação de cada músculo.

Tabela 4. Comparações múltiplas da interação entre músculos (iliocostal contrário ao dominante; iliocostal lado dominante; oblíquo externo contrário ao dominante; oblíquo externo lado dominante; tríceps braquial; peitoral maior) em *push-ups* com 2 apoios. \* indica  $p < 0,05$ . \*\* indica  $p < 0,01$ . \*\*\* indica  $p < 0,001$ .

COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS DA INTERAÇÃO (POST-HOC DE TUKEY)						
Tipo de apoio	Músculo	Músculo	Diferença Pontual	Limite Inferior (95%)	Limite Superior (95%)	Valor-p ajustado
<i>push-ups</i> 2 apoios	Ilio LCD	Ilio LD	1,334 ***	0,529	2,140	0,000
		Obliq LCD	0,206	-0,618	1,029	1,000
	Ilio LD	Obliq LD	0,031	-0,814	0,876	1,000
		Triceps Braquial	-0,613	-1,437	0,211	0,433
		Peitoral Maior	-0,642	-1,465	0,182	0,348
		Ilio LCD	-1,334 ***	-2,140	-0,529	0,000
	Obliq LCD	Obliq LCD	-1,129 ***	-1,952	-0,305	0,000
		Obliq LD	-1,303 ***	-2,148	-0,458	0,000
		Triceps Braquial	-1,947 ***	-2,771	-1,124	0,000
		Peitoral Maior	-1,976 ***	-2,800	-1,152	0,000
	Obliq LCD	Ilio LCD	-0,206	-1,029	0,618	1,000
		Ilio LD	1,129 ***	0,305	1,952	0,000
		Obliq LD	-0,174	-1,037	0,688	1,000
		Triceps Braquial	-0,819	-1,660	0,023	0,066
Obliq LD	Peitoral Maior	-0,847 *	-1,689	-0,006	0,046	
	Ilio LCD	-0,031	-0,876	0,814	1,000	
	Ilio LD	1,303 ***	0,458	2,148	0,000	
	Obliq LCD	0,174	-0,688	1,037	1,000	
Triceps Braquial	Triceps Braquial	-0,644	-1,506	0,218	0,425	
	Peitoral Maior	-0,673	-1,535	0,189	0,345	
	Ilio LCD	0,613	-0,211	1,437	0,433	
	Ilio LD	1,947 ***	1,124	2,771	0,000	
Peitoral Maior	Obliq LCD	0,819	-0,023	1,660	0,066	
	Obliq LD	0,644	-0,218	1,506	0,425	
	Peitoral Maior	-0,029	-0,870	0,812	1,000	
	Ilio LCD	0,642	-0,182	1,465	0,348	
Triceps Braquial	Ilio LD	1,976 ***	1,152	2,800	0,000	
	Obliq LCD	0,847 *	0,006	1,689	0,046	
	Obliq LD	0,673	-0,189	1,535	0,345	
	Triceps Braquial	0,029	-0,812	0,870	1,000	

OBS.: Valores referentes ao logaritmo natural da ativação de cada músculo.