UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO

RODRIGO CAPPATO DE ARAÚJO

**CONFIABILIDADE DOS VALORES DE AMPLITUDE DA
ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE DURANTE EXERCÍCIOS
PARA MEMBRO SUPERIOR COM CARGA AXIAL E SUPERFÍCIE
ESTÁVEL E INSTÁVEL.**

Ribeirão Preto

2006

RODRIGO CAPPATO DE ARAÚJO

**CONFIABILIDADE DOS VALORES DE AMPLITUDE DA
ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE DURANTE EXERCÍCIOS PARA
MEMBRO SUPERIOR COM CARGA AXIAL E SUPERFÍCIE ESTÁVEL E
INSTÁVEL.**

Dissertação apresentada ao Departamento de
Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho
Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
da Universidade de São Paulo, para obtenção do Título
de Mestre em Ortopedia, Traumatologia e Reabilitação.
Área de concentração: Reabilitação.

Orientadora: Profa. Dra. Anamaria Siriani de Oliveira

Ribeirão Preto

2006

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

FICHA CATALOGRÁFICA

Araújo. Rodrigo Cappato de
Confiabilidade dos valores de amplitude da eletromiografia de superfície durante exercícios para membro superior com carga axial e superfície estável e instável.

106 p. : il. ; 30cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Medicina de
Ribeirão Preto/USP – Área de concentração: Departamento de
Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho m Saúde Pública.

Orientadora: Oliveira, Anamaria Siriani de

1. Eletromiografia. 2. Confiabilidade. 3. Cadeia Cinética Fechada.

FOLHA DE APROVAÇÃO

RODRIGO CAPPATO DE ARAÚJO

CONFIABILIDADE DOS VALORES DE AMPLITUDE DA ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE DURANTE EXERCÍCIOS PARA MEMBRO SUPERIOR COM CARGA AXIAL E SUPERFÍCIE ESTÁVEL E INSTÁVEL.

Dissertação apresentada ao Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do Título de Mestre em Ortopedia, Traumatologia e Reabilitação.

Área de concentração: Reabilitação

Aprovado em: ____/____/2006.

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Anamaria Siriani de Oliveira

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo

Assinatura: _____

Profa. Dra.: _____

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo

Assinatura: _____

Prof. Dra.: _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

Aos meus pais e família e ao meu
amor Carol

Agradecimentos

Agradeço a **DEUS** pelo dom e o sentido da vida.

Agradeço à minha professora orientadora **Dra. Anamaria Siriani de Oliveira** pela oportunidade de estar trabalhando no Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor com a equipe do LAPOMH, por ampliar meus horizontes profissionais, amizade e dedicação.

Ao meu grande amor e companheira **Ana Carolina** que sempre esteve ao meu lado apoiando em momentos difíceis.

Aos meus **pais**, pelo dom da vida, formação moral e intelectual que me proporcionaram. Aos meus **familiares, Pitangui e Cleusa** que me incentivaram e me apoiaram durante todo esse caminho.

A todos meus **amigos e colegas** que sempre me deram força, de modo especial aos amigos de Betim, **Breno e Maira**.

A professora **Débora** pela importante ajuda prestada durante o desenvolvimento desse trabalho.

Agradeço também aos integrantes do LAPOMH: pós-graduandos Rodrigo, Juliano, Adriano, Thais, Lillian, Augusto e Priscila; graduandos Marcelo, Rogério, pelo apoio e amizade, e especialmente a Helga, Kinder e Jaqueline, pois sem vocês nada disso seria possível.

Ao amigo Édson Lando, pela atenção e ajuda no desenvolvimento maca e suportes.

Aos voluntários que participaram dos experimentos.

A FAPESP e CNPQ pelo auxílio pesquisa.

De tudo ficaram três coisas:
A certeza que estava sempre começando
A certeza de que era preciso continuar e
A certeza que seria interrompido
Antes de terminar.

Fazer da interrupção, um caminho novo.
Fazer da queda, um passo de dança,
Do medo, uma escada,
Do sonho, uma ponte,
Da procura, um encontro.

Fernando Pessoa

RESUMO

ARAÚJO, R. C. **Confiabilidade dos valores de amplitude da eletromiografia de superfície durante exercícios para membro superior com carga axial e superfície estável e instável.** 2006. 106 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

O objetivo deste estudo foi avaliar a confiabilidade intradia e interdias dos valores de amplitude da eletromiografia de superfície, dos músculos da cintura escapular e membro superior, durante a realização de 3 exercícios isométrico com a extremidade distal do segmento fixa em uma superfície estável e outra superfície instável, com descarga de peso axial controlada para o membro superior. Para tanto, 20 adultos saudáveis realizaram os exercícios *push-up*, *bench-press* e *wall-press* em diferentes níveis de carga (80 e 100% da carga máxima). Os valores de carga produzida por cada um dos exercícios foram registrados de maneira simultânea à eletromiografia. Os sujeitos realizaram três contrações voluntárias máximas (CVM) na posição de prova de função muscular de cada músculo, para obtenção do valor de referência para normalização dos valores de *root mean square* (RMS) e da integral do envoltório linear (*fenv*). Os sujeitos foram instruídos, a realizarem de forma aleatória, 3 séries de contrações isométricas por 6 segundos em cada exercício, com intervalo de 2 minutos entre as séries e exercícios. Os sinais eletromiográficos dos músculos deltóide porção anterior e posterior, trapézio fibras superiores, serrátil anterior, peitoral maior porção clavicular, bíceps braquial porção longa e tríceps braquial porção longa foram captados por eletrodos de superfície ativos simples diferenciais, realizados em dois testes com intervalo de sete dias. Os dados foram coletados com frequência de amostragem de 4000Hz e aplicados filtros digitais de passa baixa de 500Hz e passa alta de 20Hz. Os valores de RMS e *fenv* foram normalizados pelo valor máximo da amplitude eletromiográfica obtida em 1 das 3 CVM do músculo correspondente. As confiabilidades intradia e interdias foram calculadas através do coeficiente de correlação intraclasse (ICC), erro padrão da medida (SEM) e coeficiente de variação (CV). Os resultados indicaram excelente confiabilidade intradia dos valores de amplitude eletromiográfica (ICC $\geq 0,75$). A confiabilidade interdias dos valores normalizados de RMS apresentou valores variando entre bom e excelente (ICC 0,52-0,98), já os valores normalizados de *fenv* apresentaram valores pobres a excelente de confiabilidade (ICC 0,06-0,93). Os valores de carga produzidos durante os exercícios apresentaram excelente confiabilidade intradia e interdias (ICC $\geq 0,97$). Por fim, os resultados do presente estudo sugerem que a confiabilidade dos valores normalizados de amplitude eletromiográfica dos músculos analisados apresentam valores mais confiáveis durante os exercícios realizados com superfície estável. Já os níveis de carga empregados (80 e 100%) durante os exercícios parecem não ter influenciado nos níveis de variabilidade, talvez por serem cargas muito próximas.

Palavras chave: eletromiografia, confiabilidade e cadeia cinética fechada.

ABSTRACT

ARAÚJO, R. C. **Reliability of surface electromyography amplitude values during exercises for the upper limb with axial load and stable and unstable surfaces.** 2006. 106 p. Dissertation (Masters) –Ribeirão Preto Medical School, University of São Paulo, Ribeirão Preto.

The objective of the present study was to evaluate the intra and interday reliability of surface electromyography amplitude values of the scapular girdle muscles and upper limbs during the performance of 3 isometric exercises of closed kinetic chain regarding the upper limbs with the fix distal segment extremity on one stable surface and the other one on one unstable surface. In this regard, 20 healthy adults realized the exercises *push-up*, *bench-press* and *wall-press* with different load levels (80 and 100% maximal load). The load values produced for each exercise were recorded simultaneously to the electromyography. The individuals performed three maximal voluntary contractions (MVC) in the muscular testing position of each muscle for the obtainment of the reference value for the *root mean square* (RMS) normalization values and for the integrated of the linear envelope (*fenv*). The individuals were instructed to realize at random, 3 isometric contraction series taking each exercise 6 seconds with a rest of 2 minutes between the series and the exercises. The electromyographic signals of the anterior and posterior deltoid, upper trapezius, anterior serratus, pectoralis major, biceps and triceps brachial muscle were captured by simple active differential surface electrodes, in two tests with a 7-day interval. Data were collected with a sampling frequency of 4000Hz and 500Hz low and 20Hz high passage digital filters. The RMS and *fenv* values were normalized by the maximal electromyographic amplitude value obtained in 1 of the 3 MVC of the corresponding muscle. The intra and interday reliabilities were calculated through the intraclass correlation coefficient (ICC), standard error measure (SEM) and coefficient of variation (CV). The results indicated an excellent intraday reliability of the electromyographic amplitude values ($ICC \geq 0.75$). The interday reliability of the RMS normalized values presented values varying between good and excellent ($ICC 0.52-0.98$), whereas the *fenv* normalized values presented poor to excellent reliability values ($ICC 0.06-0.93$). The load values produced during the exercises presented excellent intra and interdays reliability. Finally, the results of the present study suggest that the reliability of the electromyographic amplitude normalized values of the analyzed muscles present better values during the performance of the exercises with stable surface. However the load levels utilized during the exercises do not seem to have influenced the variability levels, eventually in view of being very close levels.

Key words: electromyography, reliability and closed kinetic chain

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1.	Módulo condicionador de sinais (<i>Myosystem Br-1</i>) e eletrodos bipolares ativos de superfície da <i>Datahominis Tecnologia Ltda</i> ®	46
Figura 2.	Interface da aquisição de dados do programa <i>Myosystem Br-1</i> versão 2.9b, ilustrando o resultado de uma coleta do exercício <i>bench-press</i>	47
Figura 3.	Interface do processamento de dados do programa <i>Myosystem Br-1</i> versão 2.9b, ilustrando o processamento do sinal adquirido da porção anterior do músculo deltóide obtido durante o exercício <i>bench-press</i>	47
Figura 4.	Eletrodo de superfície simples diferencial. A. Face posterior. B. Face anterior.....	48
Figura 5.	Eletrodo de referência A. Superfície de contato. B. Face posterior.....	48
Figura 6.	Célula de carga modelo MM da Kratos Dinamômetros LTDA® com capacidade nominal de 100Kg (vista anterior).....	49
Figura 7.	Módulo condicionador de sinais C500 (vista anterior), utilizado para alimentar e conectar a célula de carga ao módulo condicionador de sinais Mysystem Br-1.....	50
Figura 8.	Vista lateral do suporte retangular acoplado ao suporte do exercício <i>push-up</i>	51
Figura 9.	Vista lateral do suporte redondo acoplado ao suporte do exercício <i>push-up</i>	51
Figura 10.	Bola terapêutica modelo <i>Flex Ball</i> da marca <i>Quark</i> ® com 45 cm de diâmetro.....	51
Figura 11.	Vista lateral dos equipamentos para execução do exercício <i>wall-press</i> . A. Plataforma de apoio. B. Célula de carga. C. Suporte com furação para regulagem de altura para célula de carga e plataforma de apoio.....	52

Figura 12.	Maca para realização do exercício <i>bench-press</i> : A. Célula de carga e superfície de apoio em posição de teste do exercício. B. Regulagem horizontal do suporte metálico. C. Regulagem vertical do suporte metálico.....	53
Figura 13.	Vista superior do suporte de solo para montagem do exercício <i>push-up</i>	53
Figura 14.	Caixote utilizado para o exercício <i>push-up</i>	53
Figura 15.	Exercício <i>wall-press</i> realizado em superfície estável.....	55
Figura 16.	Exercício <i>wall-press</i> realizado em superfície instável.....	55
Figura 17.	Exercício <i>bench-press</i> realizado em superfície estável.....	56
Figura 18.	Exercício <i>bench-press</i> realizado em superfície instável.....	56
Figura 19.	Exercício <i>push-up</i> realizado em superfície estável.....	57
Figura 20.	Exercício <i>push-up</i> realizado em superfície instável.....	57

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Classificações e interpretações dos índices do coeficiente de correlação intraclasse (ICC) utilizados na literatura.....	25
Tabela 2	Estudos sobre confiabilidade da EMG, descrição da amostra, tarefa e músculos estudados, tipo de eletrodo utilizado, intervalo entre os testes, quais índices usados e resultados encontrados.....	28
Tabela 3	Descrição anatômica de origem e inserção dos músculos avaliados e procedimento de colocação dos eletrodos.....	60
Tabela 4	Média e desvio padrão dos valores normalizados de RMS obtidos no teste e re-teste dos exercícios realizados em superfície estável a 100% da carga máxima.....	66
Tabela 5	Média e desvio padrão dos valores normalizados de RMS obtidos no teste e re-teste dos exercícios realizados em superfície estável a 80% da carga máxima.....	67
Tabela 6	Média e desvio padrão dos valores da integral do envoltório linear (f_{env}) normalizados obtidos no teste e re-teste dos exercícios realizados em superfície instável a 100% da carga máxima.....	68
Tabela 7	Média e desvio padrão dos valores da integral do envoltório linear (f_{env}) normalizados obtidos no teste e re-teste dos exercícios realizados em superfície instável a 80% da carga máxima.....	68
Tabela 8	Valores do coeficiente de correlação intraclasse (ICC) para confiabilidade intra-dia e erro padrão da medida (SEM) referente às três medidas consecutivas dos valores de RMS normalizados obtidas nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície estável, na primeira coleta de dados (teste).....	69
Tabela 9	Valores do coeficiente de variação (CV) referente às três medidas consecutivas dos valores de RMS normalizados obtidas nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície estável, na primeira coleta de dados (teste).....	70

Tabela 10	Valores do coeficiente de correlação intraclasse (ICC) para confiabilidade intra-dia e erro padrão da medida (SEM) referente às três medidas consecutivas dos valores de RMS normalizados obtidas nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície estável, na segunda coleta de dados (re-teste).....	70
Tabela 11	Valores do coeficiente de variação (CV) referente às três medidas consecutivas dos valores de RMS normalizados obtidas nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície estável, na segunda coleta de dados (re-teste).....	71
Tabela 12	Valores do coeficiente de correlação intraclasse (ICC) para confiabilidade intra-dia e erro padrão da medida (SEM) referente às três medidas consecutivas dos valores de <i>fenv</i> normalizados obtidos nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície instável, na primeira coleta de dados (teste).....	72
Tabela 13	Valores do coeficiente de variação (CV) referente às três medidas consecutivas dos valores de <i>fenv</i> normalizados obtidas nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície instável, na primeira coleta de dados (teste).....	72
Tabela 14	Valores do coeficiente de correlação intraclasse (ICC) para confiabilidade intra-dia e erro padrão da medida (SEM) referente às três medidas consecutivas dos valores de <i>fenv</i> normalizados obtidas nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície instável, na segunda coleta de dados (re-teste).....	73
Tabela 15	Valores do coeficiente de variação (CV) referente às três medidas consecutivas dos valores de <i>fenv</i> normalizados obtidas nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície instável, na segunda coleta de dados (re-teste).....	73
Tabela 16	Valores do coeficiente de correlação intraclasse (ICC) para confiabilidade inter-dias e erro padrão da medida (SEM) referente às médias das três medidas consecutivas dos valores de RMS normalizados obtidas nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície estável, na primeira (teste) e segunda (re-teste) coletas de dados.....	75

Tabela 17	Valores do coeficiente de variação (CV) referente às médias das três medidas consecutivas dos valores de RMS normalizados obtidas nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície estável, na primeira (teste) e segunda (re-teste) coletas de dados.....	75
Tabela 18	Valores do coeficiente de correlação intraclass (ICC) para confiabilidade inter-dias e erro padrão da medida (SEM) referente às médias das três medidas consecutivas dos valores de <i>fenv</i> normalizados obtidas nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície instável, na primeira (teste) e segunda (re-teste) coletas de dados.....	77
Tabela 19	Valores do coeficiente de variação (CV) referente às médias das três medidas consecutivas dos valores de <i>fenv</i> normalizados obtidas nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície instável, na primeira (teste) e segunda (re-teste) coletas de dados.....	77

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

EMG	Eletromiografia de superfície
CCA	Cadeia Cinética Aberta
CCF	Cadeia Cinética Fechada
RMS	<i>Root mean square</i>
<i>fenv</i>	Integral do envoltório linear
ICC	Coeficiente de correlação intraclasse (<i>intraclass correlation coefficient</i>)
SEM	Erro padrão da medida (<i>standard Error Measurement</i>)
CCP	Coeficiente de correlação de <i>Pearson</i>
CV	Coeficiente de variação
SENIAM	<i>Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles</i>
CIVM	Contração Isométrica Voluntária Máxima
WP100	<i>Wall-press</i> realizado a 100% da carga máxima
WP80	<i>Wall-press</i> realizado a 80% da carga máxima
BP100	<i>Bench-press</i> realizado a 100% da carga máxima
BP80	<i>Bench-press</i> realizado a 80% da carga máxima
PU100	<i>Push-up</i> realizado a 100% da carga máxima
PU80	<i>Push-up</i> realizado a 80% da carga máxima
SNC	Sistema Nervoso Central
DA	Porção anterior do músculo deltóide
PM	Músculo peitoral maior
BB	Porção longa do músculo bíceps braquial
TB	Porção longa do músculo tríceps braquial
TS	Fibras superiores do músculo trapézio
SA	Músculo serrátil anterior
DP	Porção posterior do músculo deltóide

LISTA DE SÍMBOLOS

Hz	Herzts
KHz	Quilo-herzts
GΩ	Giga-ohms
Kg	Quilogramas
Cm	Centímetros
V	Volts

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	17
2 REVISÃO DE LITERATURA	22
2.1 CONFIABILIDADE.....	23
2.2 CONFIABILIDADE DOS SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS	26
2.3 CONCEITOS SOBRE CADEIA CINÉTICA	37
3. OBJETIVOS.....	41
4. MATERIAIS E MÉTODOS	43
4.1. VOLUNTÁRIOS	44
4.1.1-CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E DE EXCLUSÃO DOS VOLUNTÁRIOS.....	44
4.2- MATERIAIS	45
4.2.1 ELETROMIOGRAFO E PROGRAMA	46
4.2.2 ELETRODOS SIMPLES DIFERENCIAIS	48
4.2.3 CÉLULA DE CARGA E CONDICIONADOR DE SINAIS	48
4.2.4. SUPORTES E MATERIAIS.....	50
4.3. MÚSCULOS AVALIADOS	54
4.4. EXERCÍCIOS PROPOSTOS	54
4.4.1 DESCRIÇÃO DOS EXERCÍCIOS.....	54
4.5. PROCEDIMENTOS.....	58
4.6. PROCESSAMENTO DO SINAL EMG E ANÁLISE DE DADOS	62
4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA	63
5. RESULTADOS	65
5.1. VALORES DE AMPLITUDE ELETROMIOGRÁFICA - RMS	66
5.2. VALORES DE AMPLITUDE ELETROMIOGRÁFICA - f_{ENV}	67
5.3. CONFIABILIDADE INTRADIA	69
5.4. CONFIABILIDADE INTERDIAS.....	74
6. DISCUSSÃO.....	78
7. CONCLUSÃO.....	90
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	92
APÊNDICES E ANEXOS	99

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

A eletromiografia de superfície (EMG) é uma ferramenta amplamente utilizada para avaliar a função muscular através da investigação dos sinais elétricos emanados pelos músculos (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

Revisões confirmam um significativo crescimento nas últimas décadas, de estudos que têm utilizado a eletromiografia de superfície com o intuito de investigar e analisar função muscular (SODERBERG; KNUTSON, 2000), desordens de movimento (LUDEWIG; COOK, 2000), aplicações ergonômicas (AARAS et al., 1996), exercícios físicos, programas de tratamento (LEAR; GROSS, 1998; HINTERMEISTER et al., 1998), fadiga muscular (ARNALL et al., 2002), identificação de patologias neuromusculares (RAUL; DISSELHORST-KLUG; SILNY, 1997), além de avaliar mudanças de ativação muscular como resultado de um treinamento (NACIRI et al., 1996).

No entanto, apesar da fácil aplicabilidade prática, a análise e a interpretação dos sinais eletromiográficos podem ser influenciadas por diversos fatores, que devem ser muito bem compreendido, a fim de se evitar falhas durante o processo de aquisição destes sinais (DE LUCA, 1997).

Os fatores que podem influenciar os registros eletromiográficos podem ser classificados como intrínsecos e extrínsecos (DE LUCA, 1997). Os fatores extrínsecos referem-se à estrutura do eletrodo como geometria, tamanho e distância inter-eletrodo e fatores relacionados à sua localização quanto ao ponto motor, unidade musculotendínea e orientação das fibras musculares (DE LUCA, 1997). Já os fatores intrínsecos estão relacionados às propriedades fisiológicas anatômicas e bioquímicas do músculo, tais como a frequência de disparo das unidades motoras, características da membrana muscular

(FARINA; MERLETTI; ENOKA, 2004), o número de unidades motoras (UM) ativas, o tipo e diâmetro da fibra muscular, o fluxo sanguíneo muscular, a profundidade e a localização das fibras ativas em relação ao eletrodo de detecção e a espessura local da camada subcutânea. Outro importante fator na análise da eletromiografia de superfície está relacionado à comparação de sinais de diferentes sujeitos, diferentes músculos e em diferentes dias (DE LUCA, 1997).

A influência destes fatores faz com que aumente a variabilidade da medida, podendo causar inclusive um negativo impacto do ponto de vista da confiabilidade e da validade dos dados registrados (SOLOMONOW et al., 1990; DE LUCA, 1997).

Confiabilidade é a propriedade de um instrumento ou ferramenta de obter medidas e valores similares em duas ou mais medidas, quando as condições de prova são mantidas constantes (FAGARASANU; KUMAR, 2002). Isso é, refere-se à consistência e a reprodutibilidade dessa medida (ROTHSTEIN, 1985).

O conhecimento da confiabilidade dos dados da eletromiografia é essencial para auxiliar os pesquisadores a interpretar e utilizar adequadamente essa ferramenta. Pois somente conhecendo o grau de confiabilidade dessas medidas, pode-se então associar as mudanças nos registros eletromiográficos seguidos de uma intervenção, à eficácia de exercícios ou programas de reabilitação, e não simplesmente à falta de consistência desses dados ou da metodologia utilizada (ZAKARIA; KRAMER; HARBURN, 1996).

Apesar de se conhecer a importância da avaliação do grau de variabilidade da medida proveniente de um instrumento ou ferramenta, pode-se observar na literatura um pequeno número de estudos que avaliam a reprodutibilidade e a confiabilidade das variáveis de frequência e amplitude do sinal eletromiográfico, em relação a todas as pesquisas que utilizam a EMG (ZAKARIA; KRAMER; HARBURN, 1996).

Além disso, a maioria dos estudos avalia a reprodutibilidade das variáveis de amplitude e frequência dos sinais aplicados preferencialmente aos músculos do tronco e do membro inferior durante a execução de exercícios e de tarefas classificadas como de cadeia cinética aberta.

O termo cadeia cinética foi introduzido por Steindler (1955), que classificou cadeia cinética aberta (CCA) como uma combinação de várias articulações onde o segmento distal se move livremente, enquanto que na cadeia cinética fechada (CCF), o segmento distal encontra-se fixo com uma resistência externa que seja capaz de limitar ou restringir o movimento (DILLMAN; MURRAY; HINTERMEINSTER, 1994; HEIDERSCHEIT; RUCINSKI, 2000).

Os exercícios classificados como de cadeia cinética fechada têm ganhado nos últimos anos, popularidade e seu uso clínico aumentado significativamente dentro da comunidade de profissionais envolvidos com reabilitação e medicina desportiva, pois têm sido considerados mais funcionais e seguros (WILK; ARRIGO; ANDREWS, 1996).

Vários estudos têm sugerido o uso da eletromiografia como ferramenta para a avaliação da atividade muscular durante tarefas classificadas como cadeia cinética fechada (DILLMAN; MURRAY; HINTERMEINSTER, 1994; BLACKARD; JENSEN; EBBEN, 1999; UHL et al., 2003). Entretanto, na literatura científica pesquisada, verificamos a existência de apenas um trabalho realizado por Lear e Gross (1993), que avaliou a confiabilidade dos valores de amplitude eletromiográfica dos músculos estabilizadores de escápula durante a realização do exercício de *push-up*.

Diante da escassez desse tipo de estudos, julgamos relevante a realização de um estudo que tenha como objetivo avaliar a confiabilidade intra-dia e inter-dia das variáveis de amplitude: *root mean square* (RMS) e integral do envoltório linear (*fenv*) de sete

músculos do membro superior, durante a realização de três exercícios classificados como de cadeia cinética fechada. O conhecimento da confiabilidade destes dados é de fundamental importância, uma vez que a partir deste, outros estudos poderão ser desenvolvidos, contribuindo para a construção do conhecimento científico sobre o tema aqui discutido e para a fundamentação das ações em nossa prática assistencial.

REVISÃO DA LITERATURA

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Confiabilidade

O termo confiabilidade refere-se à consistência e a reprodutibilidade de medidas obtidas através de determinadas técnicas ou ferramentas, quando todas as condições de prova são mantidas constantes. A confiabilidade é importante, porque erros de medida, assim como, a variabilidade dos sujeitos podem ter impacto negativo nos resultados estatísticos e na interpretação dos mesmos (AARAST et al., 1996).

Validade não deve ser confundida com confiabilidade. Validade está relacionada à capacidade de um instrumento, de obter medidas no qual este é designado a avaliar. Um método pode ser considerado válido, se o mesmo for realmente capaz de medir o que se espera que esse método meça. Um método pode ser confiável, mas não válido, entretanto, para um método ser válido, esse precisa ser confiável. Além disso, a confiabilidade de um método afetará seus níveis de validade (FAGARASANU; KUMAR, 2002).

Na literatura, observam-se diversas maneiras de se avaliar confiabilidade, dentre elas as mais comuns são: confiabilidade para um único examinador (intra-examinador), confiabilidade entre dois ou mais avaliadores (inter-examinadores), confiabilidade entre dois diferentes tipos de instrumentos (inter-equipamentos) e consistência interna de uma medida (FAGARASANU; KUMAR, 2002).

O método mais frequentemente utilizado para a avaliação da confiabilidade dos valores da eletromiografia de superfície (EMG), é o método de avaliação teste-reteste, que consiste na repetição de uma mesma tarefa em dois diferentes tempos de coleta, permitindo avaliações entre duas ou mais medidas realizadas em um único dia (confiabilidade intra-dia) e avaliações entre duas ou mais medidas em diferentes dias (confiabilidade inter-dias),

assim como, avaliação da confiabilidade das medidas realizadas intra-examinador e inter-examinadores (LARSSON et al., 1999).

Observa-se na literatura conflitos em relação ao índice mais apropriado para a quantificação da confiabilidade, dentre os inúmeros existentes. O coeficiente de correlação de *Pearson* (CCP) tem sido um índice freqüentemente utilizado na literatura, entretanto, recentes estudos mostram que o coeficiente de correlação de *Pearson* não é um método aceitável para a mensuração da confiabilidade teste-reteste (DENEGAR; BALL, 1993; KEATING, 1998). O coeficiente de correlação de *Pearson* mensura efetivamente a relação entre os dados teste-reteste, e não a concordância entre eles (BLAND; ALTMAN, 1986; LARSSON et al., 2003). Portanto, um método mais apropriado que o coeficiente de correlação de *Pearson* para a avaliação da confiabilidade teste-reteste, pode ser o Coeficiente de Correlação Intraclass (*intraclass correlation coefficient* - ICC). A estatística ICC é derivada do modelo de análise de variância para medidas repetidas. Essa estatística pode variar entre 0 e 1, onde 0 indica nenhuma confiabilidade e 1 indica perfeita confiabilidade entre os dados (FLEISS, 1986).

Outro índice freqüentemente utilizado nas discussões sobre confiabilidade é o Erro Padrão da Medida (*Standard Error of Measurement* – SEM), o qual estima a precisão dos valores mensurados. A recente tendência em estudos que avaliam a confiabilidade, é de utilizar o ICC considerado a medida relativa de confiabilidade, juntamente com o SEM considerado a medida absoluta de confiabilidade. A combinação dos métodos é útil, pois em alguns casos o ICC pode apresentar enganosos níveis de confiabilidade. Isso acontece, pois quando se mede uma variável em um grupo de diferentes sujeitos, espera-se que as medidas apesar de diferentes fiquem relativamente próximas da média, produzindo assim, altos valores de confiabilidade. Nesses casos o SEM se torna uma importante ferramenta

para a determinação de um número que represente a variação de um teste que foi aplicado mais de uma vez (KEATING, 1998).

Assim como o SEM, outro método frequentemente utilizado para avaliar a variabilidade de uma medida, é o coeficiente de variação (CV), que representa o SEM como uma porcentagem média, e permite comparações entre diferentes variáveis e métodos (ELFVING et al., 1999). Baixos valores de CV indicam pouca variação, enquanto altos valores indicam alta variação (BLAND, 1995).

A classificação dos níveis de confiabilidade, representada pelos valores de ICC, é frequentemente um assunto de discordância entre diversos autores. Os autores discordam em relação aos níveis de confiabilidade e suas respectivas descrições (“pobre”, “boa”, “excelente”, etc.). A tabela 1 apresenta as interpretações as faixas de classificação para valores de ICC frequentemente utilizados em estudos que avaliaram a confiabilidade da eletromiografia.

Tabela 1. Classificações e interpretações dos índices do Coeficiente de Correlação Intraclassa (ICC) utilizados na literatura.

Pesquisador	Interpretação
Bartko, 1966	0-0.6, pobre, 0.6-0.8 boa, 0.8-1.0 excelente
Fleiss, 1986	0-0.4 pobre, 0.4-0.75 boa, 0.75-1.0 excelente
Currier, 1990	0-0.69 pobre, 0.70-0.79 média, 0.80-0.89 boa, 0.90-0.99 alta
Sleivert & Wenger, 1994	0-0.59, pobre, 0.6-0.79 média, 0.8-1.0 boa
Stokdijk et al. (2000)	0-.39 pobre, .4-.59 média, .6-.74 boa, .75-1.0 excelente

2.2. Confiabilidade de Sinais Eletromiográficos

Os sinais EMG são usados para fornecer informações sobre a função e ativação muscular. Duas características principais dos sinais EMG são comumente avaliadas, são elas as variáveis de amplitude e frequência. A amplitude do sinal eletromiográfico é usada para quantificar e determinar padrões de ativação e também relacioná-la com a produção de força muscular (NG et al., 2003). Já as variações de frequência do sinal eletromiográfico são utilizadas como parâmetros de avaliação de mudanças fisiológicas, tal como, a fadiga muscular periférica (ELFVING et al. 1999). Contudo, existem influências de vários fatores que podem comprometer a interpretação desses sinais (MATHUR; ENG; MACINTYRE, 2005).

A fim de obter medidas eletromiográficas mais precisas, alguns parâmetros devem ser controlados durante o processo de detecção dos sinais (PEACH; GUNNING; MCGILL, 1998). Na literatura estão citados os seguintes fatores que podem afetar a reprodutibilidade da EMG: tipo, colocação, área de contato e configuração dos eletrodos (ELFVING et al., 2002); preparação da pele para minimização da impedância (DE LUCA, 1997); tipo de contração muscular (HAGBERG, 1981); músculo investigado; quantidade de força sustentada durante a tarefa (BIERDERMAN, 1991) e principalmente o método utilizado para a normalização dos dados, pois através deste, é possível a comparação da intensidade dos sinais eletromiográficos entre diferentes músculos e sujeitos (LEHMAN; MCGILL, 1999). No entanto, mesmo que se controlem todos os parâmetros citados acima, ainda assim existiria certa variabilidade que é inerente à medida eletromiográfica (KELLIS, 1998).

Na literatura, podemos encontrar alguns estudos que buscam mensurar a confiabilidade e a reprodutibilidade das variáveis da eletromiografia de superfície (EMG),

sendo a mais comum variável utilizada a frequência mediana (FMed), seguida dos valores do *slope* da FMed e por fim os valores de RMS.

Lear e Gross (1998) avaliaram a confiabilidade intra-dia e inter-dias dos valores de amplitude eletromiográfica dos músculos Serrátil anterior (SA), Trapézio porções superior (TS) e inferior (TI) de 16 sujeitos saudáveis, durante três diferentes condições do exercício *push-up* (1. *push-up plus*, 2. *push-up plus* com os pés elevados e 3. *push-up plus* com os pés elevados e as mãos posicionadas sobre um mini-trampolim). Os sinais eletromiográficos foram captados através de eletrodos bipolares de prata-cloreto de prata e com frequência de amostragem de 1000 Hz. A confiabilidade dos valores eletromiográficos foi avaliada através do Coeficiente de Correlação Intraclass (ICC). Os resultados deste estudo demonstraram altos níveis de confiabilidade intra-dia para todos os músculos durante as três condições do exercício ($ICC \geq 0.72$). No entanto, a confiabilidade inter-dia demonstrou valores muito variáveis (ICC 0.01-0.99). O músculo TS e TI apresentaram excelente confiabilidade ($ICC \geq 0.75$) durante a realização do exercício nas condições 1 e 2, já o SA apresentou valores de ICC 0.56 e 0.80. A realização do exercício em uma superfície instável (condição 3), parece ter contribuído de forma decisiva para a alteração dos níveis de confiabilidade dos três músculos. Os músculos SA e TI apresentaram baixa confiabilidade (ICC 0.01) e o TS boa confiabilidade (ICC 0.63).

A tabela 2 mostra estudos dos últimos 10 anos em que a confiabilidade das variáveis da EMG foi avaliada. Uma breve descrição do estudo é feita levando-se em consideração a amostra, tarefa e músculos estudados, tipo de eletrodo utilizado, intervalo entre os testes, quais índices usados e seus valores. Os estudos relativos a músculos do membro superior estão destacados em negrito.

Tabela 2. Estudos sobre confiabilidade da EMG, descrição da amostra, tarefa e músculos estudados, tipo de eletrodo utilizado, intervalo entre os testes, quais índices usados e resultados encontrados. Estudos relativos ao membro superior estão destacados em negrito.

Referência	Amostra	Tarefa	Músculos estudados	Eletrodos	Descrição do estudo
Zakaria, Kramer e Harburn (1996)	20 mulheres saudáveis	Contração isométrica voluntária máxima (CIVM) do músculo quadríceps mantida por 4 segundos.	Vasto medial e vasto lateral da coxa	Bipolares de Superfície	Neste estudo foi avaliada a confiabilidade inter-dia (2-8 dias) dos valores absolutos e normalizados de amplitude do sinal EMG. Os sujeitos realizaram contrações isométricas do quadríceps com o tornozelo neutro e com o tornozelo em máxima dorsiflexão. Utilizaram-se dois procedimentos para a normalização dos sinais EMG (proporção de ativação entre os músculos e entre as atividades). Os resultados demonstraram excelente confiabilidade para os valores absolutos e para os valores normalizados pela proporção entre os músculos (ICC>0.86). No entanto os valores normalizados pelas atividades apresentaram baixa confiabilidade ICC<0.34.
Brox et al., (1997)	10 pacientes com tendinite do manguito rotador e 9 voluntários controle	CIVM abdução unilateral do ombro	Trapézio, deltóide, infraespinhoso e supraespinhoso	Bipolares de Superfície e de agulhas intramusculares	Neste estudo foi avaliada a reprodutibilidade intra-dia e inter-dia dos valores de amplitude EMG obtidos durante 3 contrações voluntárias máximas. A análise estatística foi realizada pelo coeficiente de variação (CV). Os resultados demonstram CV intra-dia variando entre 6%-15% e CV inter-dia entre 16%-27%.

Tabela 2. Estudos sobre confiabilidade da EMG, descrição da amostra, tarefa e músculos estudados, tipo de eletrodo utilizado, intervalo entre os testes, quais índices usados e resultados encontrados. Estudos relativos ao membro superior estão destacados em negrito. [continuação]

Referência	Amostra	Tarefa	Músculos estudados	Eletrodos	Descrição do estudo
Finucane et al., (1998)	5 homens e 5 mulheres	Extensão do joelho	Reto femoral, vasto medial e vasto lateral	Bipolares de Superfície	A confiabilidade intra-examinador e inter-examinador foi avaliada durante contrações submáximas concêntricas e excêntricas. Foram avaliados os valores absolutos e normalizados do RMS. Os resultados demonstraram valores de ICC variando entre 0.62-0.97, indicando boa a excelente confiabilidade.
Peach, Gunning e McGill, (1998)	16 voluntários divididos e dois grupos	60% CIVM extensão da coluna. 30 segundos.	Eretores da espinha e multifídios	Bipolares de Superfície	Os sujeitos realizaram um protocolo de fadiga, divididos em dois grupos: 1- todos os dias durante uma semana, 2- uma vez por semana durante quatro semanas. Foram avaliadas a confiabilidades das variáveis da FMed, utilizando o ICC. O Slope da FMed obteve valores ICC < 0.60, enquanto que FMed inicial obteve ICC > 0.80.
Elfving et al. (1999)	11 adultos saudáveis	80% CIVM extensão da coluna. 45 segundos.	Eretores da espinha entre L1-L5	Bipolares de Superfície	Os sujeitos realizaram 2 vezes por dia um protocolo experimental durante 3 dias diferentes. Foram avaliadas as confiabilidades dos valores de Frequência Medianas (FMed) e do <i>slope</i> normalizado da FMed. Os índices usados foram ICC e SEM. A FMed obteve ICC variando entre 0.41-0.70, enquanto o <i>slope</i> apresentou valores entre 0.04-0.46.

Tabela 2. Estudos sobre confiabilidade da EMG, descrição da amostra, tarefa e músculos estudados, tipo de eletrodo utilizado, intervalo entre os testes, quais índices usados e resultados encontrados. Estudos relativos ao membro superior estão destacados em negrito. [continuação]

Referência	Amostra	Tarefa	Músculos estudados	Eletrodos	Descrição do estudo
Larsson et al., (1999)	10 jovens saudáveis	Contrações dinâmicas máximas de extensão do joelho	Reto femoral, Vasto lateral e Vasto medial	Bipolares de Superfície	Todos os sujeitos executaram 3 séries de 10 contrações máximas de extensão do joelho com intervalo de 1 hora. Os valores de FMed foram de ICC 0.83-0.93, enquanto os valores absolutos de RMS foram de ICC 0.83-0.98.
Kollmitzer, Ebenbichler e Kopf (1999)	18 adultos saudáveis	Extensão joelho CIVM 100% e 50% 5 segundos.	Reto femoral, vasto lateral e vasto medial	Bipolares de Superfície	Durante este estudo, os sujeitos realizaram as contrações com intervalos de 3 minutos, 90 minutos e 6 semanas. Foram avaliados a FMed e os valores absolutos de RMS através do ICC e coeficiente de <i>Pearson</i> . Os resultados apontaram que os valores de EMG durante contrações submáximas e com intervalo menor entre as contrações, tendem a apresentar melhor confiabilidade.
Nargol et al., (1999)	21 homens e 18 mulheres	Extensão isométrica lombar	Músculo eretor da espinha L4-L5	Bipolares de Superfície	Os voluntários realizaram duas contrações isométricas com 30 segundos de duração, sendo a primeira submáxima e a segunda máxima. Esse teste foi realizado 3 vezes com intervalos de 1 semana. Foram avaliados o RMS, FMed, e o <i>slope</i> do RMS e FMed. A confiabilidade foi avaliada através do cálculo do coeficiente de variação (CV). A confiabilidade foi maior para os testes com carga máxima.

Tabela 2. Estudos sobre confiabilidade da EMG, descrição da amostra, tarefa e músculos estudados, tipo de eletrodo utilizado, intervalo entre os testes, quais índices usados e resultados encontrados. Estudos relativos ao membro superior estão destacados em negrito. [continuação]

Referência	Amostra	Tarefa	Músculos estudados	Eletrodos	Descrição do estudo
Rainoldi et al., (1999)	10 homens	Flexão do cotovelo	Bíceps do braço	Array de Superfície	Os sujeitos realizaram contrações isométricas sustentadas em 4 níveis de força (10, 30, 50 e 70% da CIVM). Cada contração foi realizada 3 vezes durante 3 diferentes dias. Avaliou-se a confiabilidade das variáveis de amplitude, frequência do sinal EMG e velocidade de condução. Os resultados demonstraram pobre confiabilidade para os valores de amplitude durante 10 e 30% e boa confiabilidade para os demais valores.
Dedering et al. (2000)	10 adultos saudáveis	Teste de <i>Sorensen</i> 15 segundos.	Eretores da espinha entre L1-L5	Bipolares de Superfície	Todos os sujeitos realizaram o Teste de <i>Sorensen</i> durante 15 segundos. Foi avaliada a confiabilidade inter-dia (intervalo de 3 dias). O <i>slope</i> da FMed apresentou ICC 0.65-0.90 e a FMed ICC 0.75-0.89.
Cowan, Bennell e Hodges (2000)	10 jovens saudáveis	Contrações concêntricas e excêntricas.	Vasto lateral (VL) e Vasto medial obliquo (VMO).	Bipolares de Superfície	Foi avaliada neste estudo, a atividade dos músculos VL e VMO nas fases concêntricas e excêntricas durante o exercício de <i>Step</i> . A confiabilidade foi analisada com ICC e SEM. Os resultados apresentaram excelente confiabilidade (ICC>0.91).

Tabela 2. Estudos sobre confiabilidade da EMG, descrição da amostra, tarefa e músculos estudados, tipo de eletrodo utilizado, intervalo entre os testes, quais índices usados e resultados encontrados. Estudos relativos ao membro superior estão destacados em negrito. [continuação]

Referência	Amostra	Tarefa	Músculos estudados	Eletrodos	Descrição do estudo
Araújo, Duarte, Amadio, (2000)	9 homens	Dorsiflexão	Tibial anterior (bilateral)	Bipolares de Superfície	Foi avaliada neste estudo, a variabilidade dos valores absolutos de RMS através do cálculo do coeficiente de variação (CV). O protocolo consistia em dois experimentos, no primeiro foram realizadas 6 CIVM de 3 segundos primeiramente com a perna direita, seguido da perna esquerda. No segundo experimento as contrações foram realizadas de maneira alternada (direita-esquerda). Os resultados demonstraram alta variabilidade (CV de 21,61%).
Danneels et al., (2001)	10 homens e 5 mulheres	22 exercícios divididos e 4 categorias (coordenação, estabilização, balanço e fortalecimento)	Multífidos e iliocostal lombar	Bipolares de Superfície	Esse estudo teve com objetivo avaliar a confiabilidade intra-examinador e inter-examinador dos valores de amplitude da EMG. Para essa análise foi utilizado o ICC. Os valores para a análise inter-examinadores registraram menor confiabilidade, em relação à análise intra-examinador (ICC>0,75).
Rainoldi et al, (2001)	9 homens	Extensão do joelho	Vasto lateral (VL) e Vasto medial oblíquo (VMO).	Bipolares de Superfície	Foram realizadas 2 contrações submáximas (50% CIVM) de 50 segundos durante 3 dias consecutivos. ICC e SEM foram utilizadas para mensurar a confiabilidade das variáveis de amplitude e frequência do sinal EMG. Ambas as variáveis apresentaram valores de ICC superiores a 0.70.

Tabela 2. Estudos sobre confiabilidade da EMG, descrição da amostra, tarefa e músculos estudados, tipo de eletrodo utilizado, intervalo entre os testes, quais índices usados e resultados encontrados. Estudos relativos ao membro superior estão destacados em negrito. [continuação]

Referência	Amostra	Tarefa	Músculos estudados	Eletrodos	Descrição do estudo
Falla et al., (2002)	7 homens e 2 mulheres	Flexão da cabeça (50% CVM)	Esternocleidomastóideo e escaleno anterior	Array de Superfície	Foi avaliada a repetibilidade dos valores de FMed, <i>Average Amplitude</i> (ARV) e velocidade condução, durante a contração submáxima mantida por 15 segundos e realizada em 3 dias diferentes não consecutivos. Para o calculo da confiabilidade foram utilizados o ICC e o SEM. Os resultados demonstraram altos níveis de confiabilidade para todos os parâmetros estudados (ICC>0.70)
Arnall, et al., (2002)	6 homens e 4 mulheres	Extensão da coluna (40, 50 e 60% CVM)	Eretores da espinha L2/L3 e L4/L5	Bipolares de Superfície	A confiabilidade dos valores de RMS e FMed foi avaliada durante dois testes de contrações isométricas sustentadas por 30 segundos, realizados com intervalo de 3 dias. Os valores normalizados apresentaram valores baixos de ICC (FMed: 0,24-0,53 e RMS: 0,30-0,87), enquanto que os valores brutos apresentaram altos valores de ICC (FMed: 0,27-0,51 e RMS: 0,43-0,89).
Larsson et al. (2003)	20 adultos saudáveis	Contrações concêntricas máximas (extensão do joelho)	Reto femoral, vasto lateral, vasto medial e bíceps femoral.	Bipolares de Superfície	Foram realizadas duas séries 100 contrações dinâmicas, com intervalo de 7-8 dias. Avaliou-se a confiabilidade dos valores da FMed e os valores absolutos e normalizados de RMS, através do ICC e SEM. A FMed apresentou ICC variando entre 0.67-0.88, RMS absoluto ICC>0.80, no entanto, o RMS normalizado apresentou baixos níveis de confiabilidade ICC -0.02-0.52.

Tabela 2. Estudos sobre confiabilidade da EMG, descrição da amostra, tarefa e músculos estudados, tipo de eletrodo utilizado, intervalo entre os testes, quais índices usados e resultados encontrados. Estudos relativos ao membro superior estão destacados em negrito. [continuação]

Referência	Amostra	Tarefa	Músculos estudados	Eletrodos	Descrição do estudo
Ng et al. (2003)	10 adultos saudáveis	Rotação axial do tronco CVM 100%, 70%, 50% e 30% 5 segundos	Reto do abdome, oblíquo externo do abdome, oblíquo interno do abdome, grande dorsal, iliocostal lombar, multífidos	Bipolares de Superfície	Os sujeitos realizaram duas sessões de teste com intervalo de sete dias. Foi avaliada a confiabilidade de FMed e valores absolutos de RMS. Ambos apresentaram valores bons de confiabilidade ICC 0.75-0.89 e excelentes ICC>0.90.
Dankaerts et al., (2004)	11 voluntários	Flexão e extensão do tronco	Reto do abdome, oblíquo interno do abdome, oblíquo externo do abdome, multífidos lombar, iliocostal toracolombar e eretor da espinha	Bipolares de Superfície	Os sujeitos realizaram os testes duas vezes com 1 semana de intervalo. O protocolo consistia em 3 CVM e 3 contrações submáximas (sub-CVM). Foi utilizado o ICC e o SEM para mensurar a confiabilidade intra-teste e inter-teste. A CVM e a sub-CVM apresentaram excelente confiabilidade intra-teste, no entanto, para valores inter-teste a CVM apresentou pobre confiabilidade, enquanto a Sub-CVM apresentou excelente valores de ICC.
Farina et al., (2004)	10 homens saudáveis	Flexão cotovelo	Bíceps do braço	Array de Superfície	No estudo foi avaliado a reprodutibilidade dos valores referentes a velocidade de condução das fibras do músculo bíceps durante contrações isométricas máximas e submáximas. Os procedimentos foram realizados durante 3 dias não consecutivos. A reprodutibilidade foi avaliada através do ICC. Os resultados indicaram valores baixos de ICC.

Tabela 2. Estudos sobre confiabilidade da EMG, descrição da amostra, tarefa e músculos estudados, tipo de eletrodo utilizado, intervalo entre os testes, quais índices usados e resultados encontrados. Estudos relativos ao membro superior estão destacados em negrito. [continuação]

Referência	Amostra	Tarefa	Músculos estudados	Eletrodos	Descrição do estudo
Mathur, Eng, MacIntyre, (2005)	11 homens e 11 mulheres	Extensão do joelho	Reto femoral, vasto medial e vasto lateral	Bipolares de Superfície	A confiabilidade dos valores de FMed e amplitude do sinal EMG foi avaliada em contrações isométricas sustentadas a 20 e 80% da CIVM, realizadas com intervalo de uma semana. Os valores do ICC variam entre 0.59-0.98 e 0.59-0.99, para a FMed e amplitude EMG, respectivamente.
Ollivier et al, (2005)	6 mulheres e 4 homens	Flexão do cotovelo	Bíceps do braço	Laplacian e Bipolares de Superfície	Neste estudo foram comparadas a reprodutibilidade dos valores de RMS, frequência média e velocidade de condução, utilizando os dois tipos de eletrodos. O protocolo consistia e 3 sessões experimentais separadas por alguns dias. Durante cada sessão os voluntários realizaram 3 segundos de CIVM, seguido por 30 segundos de 20, 40, 60 e 80% da CIVM. Foram observados elevados índices do ICC para todos os parâmetros avaliados, entretanto, os valores captados através do eletrodo bipolar apresentaram melhor reprodutibilidade do que os valores captados pelo arranjo de Laplacian.

Tabela 2. Estudos sobre confiabilidade da EMG, descrição da amostra, tarefa e músculos estudados, tipo de eletrodo utilizado, intervalo entre os testes, quais índices usados e resultados encontrados. Estudos relativos ao membro superior estão destacados em negrito. [continuação]

Referência	Amostra	Tarefa	Músculos estudados	Eletrodos	Descrição do estudo
Granata, Papua e Abel (2005)	11 crianças	Marcha	Reto femoral, semitendinoso, tibial anterior e cabeça medial do gastrocnêmico.	Bipolares de Superfície	Os voluntários foram orientados a caminhar em uma plataforma de 10 m. Os testes foram realizados com intervalo de 7 dias, durante os testes foram realizadas 10 séries de caminhadas. Para a avaliação da confiabilidade intra-dia e inter-dia, foi calculado a razão de variância (VR).
Roe et al., (2005)	26 voluntários saudáveis	Abdução do ombro e extensão do punho	Trapézio fibras superiores, fibras médias do deltóide e músculos extensores do punho e da mão.	Bipolares de Superfície	Nesse estudo foi avaliada a confiabilidade dos valores de amplitude de RMS dos músculos avaliados, durante três consecutivos anos. Os voluntários realizaram contrações isométricas máximas e submáximas (bilateralmente) em abdução do ombro e extensão do punho. A avaliação da confiabilidade foi feita através do ICC e CV. Os valores de RMS na contração máxima apresentaram valores excelentes de ICC (0,77-0,92), enquanto que as contrações submáximas apresentaram baixos valores de ICC (0,07-0,15).

Em resumo, os estudos que avaliaram confiabilidade inter-dia da EMG, existentes na literatura, utilizaram em geral amostras compostas entre 10 e 20 sujeitos, com intervalos de uma semana (7 dias) entre os testes. Sendo a maior parte dos trabalhos direcionados ao estudo da confiabilidade dos valores de amplitude e frequência do sinal eletromiográfico de músculos do tronco e membro inferior durante tarefas classificadas como de cadeia cinética aberta. Os resultados apesar de muito variados, revelam que as variáveis de frequência do sinal eletromiográfico apresentam melhor confiabilidade que as variáveis de amplitude do sinal. O índice estatístico mais utilizado para avaliar essa confiabilidade é o ICC, quase sempre acompanhado do SEM. No entanto, no presente estudo se utilizará o ICC e o SEM, em conjunto com o CV, pois o último representa o SEM em porcentagem, permitindo assim comparações mais fidedignas da confiabilidade das duas diferentes variáveis avaliadas neste estudo (ELFVING et al., 1999). Entretanto, muitas dúvidas ainda existem em torno da confiabilidade da EMG dos músculos do membro superior durante a realização de exercícios classificados como de cadeia cinética fechada, devido à escassez de trabalhos nessa área.

2.3. Conceitos sobre Cadeia Cinética

Os termos cadeia cinética aberta e cadeia cinética fechada têm recentemente provocado grandes confusões, pois estes têm sido definidos e interpretados de diferentes maneiras, principalmente quando se diz respeito à aplicação dessa terminologia para exercícios de membro superior (LEPHART; HENRY, 1996).

O primeiro conceito sobre cadeia cinética foi originariamente derivado da engenharia mecânica (RIVERA, 1994). Em 1955, Steindler fez uma adaptação deste conceito ao corpo humano, definindo cadeia cinética como a “combinação de várias e

sucessíveis articulações constituindo um único complexo motor”. Desta forma, vários movimentos funcionais que envolvem o complexo articular do ombro podem ser classificados como cadeia cinética, devido às interações das articulações escapulo-torácia, acromioclavicular, esternoclavicular e glenoumeral durante a realização desses movimentos (LEPHART; HENRY, 1996).

Steindler concluiu que cadeia cinética aberta consiste na combinação de várias articulações onde o segmento distal se move livremente sem a presença de qualquer resistência externa, enquanto na cadeia cinética fechada, o segmento distal encontra-se fixo com uma “considerável” resistência externa. Entretanto, a resistência “considerável” não foi quantificada, causando dúvida em relação à exatidão dessas definições para os dois diferentes tipos de exercício. Essas dúvidas fizeram com que o próprio Steindler admitisse a dificuldade criada em torno desse modelo de classificação, pois durante determinadas atividades podemos observar a combinação de movimentos entre cadeia cinética aberta e fechada (LEPHART; HENRY, 1996).

Desde então, outros autores têm buscado definir de outras formas o conceito de cadeia cinética aberta e fechada. Gray (1989) definiu cadeia cinética aberta como um sistema onde o segmento distal está livre, o movimento é isolado e ocorre somente em um único plano, enquanto na cadeia cinética fechada o segmento distal se apresenta fixo com o movimento podendo ocorrer em múltiplos planos.

Panariello (1991) definiu como tarefas de cadeia cinética fechada para membro inferior, os exercícios onde o pé está em contato com o chão, assim, os exercícios em que o pé não está em contato com o chão são classificados como tarefas de cadeia cinética aberta. Tanto a teoria de Gray (1989), quanto à teoria de Panariello (1991) apresentam um ponto comum, pois ambos concordam que para um determinado exercício ser classificado como

de cadeia cinética fechada, deve necessariamente apresentar o segmento distal fixo e sustentando o peso corpóreo.

Afim de melhor esclarecer as lacunas deixadas por outros autores, quanto à classificação dos exercícios de cadeia cinética aberta e fechada para membros superiores, Dillman et al. (1994) propuseram um sistema de classificação, que se baseia na mecânica de cada exercício, levando em consideração dois pontos: condição da extremidade e a presença de carga externa. Utilizando esses conceitos os autores sugeriram três diferentes classificações: extremidade fixa com carga externa, extremidade móvel com carga externa e extremidade móvel sem carga.

Blackard et al. (1999), usando a definição proposta por Dillman et al. (1994), comparou valores eletromiográficos dos músculos peitoral maior e da cabeça longa do tríceps do braço nos exercícios *push-up*, *bench press* com carga e *bench press* sem carga, considerados biomecanicamente similares. Os resultados demonstraram valores eletromiográficos similares para exercícios realizados com carga enquanto houve um decréscimo nos valores eletromiográficos para exercícios realizados sem carga. Sendo assim, os autores concluíram que as características da carga externa foram mais importantes para a magnitude da atividade elétrica muscular que a condição da extremidade.

No entanto, em outro estudo, Lephart e Henry (1996) propõem um novo sistema de classificação do movimento humano, chamado de Sistema de Classificação Funcional (tabela 2), baseado na classificação proposta por Dillman et al. (1994), e considerando em sua classificação a direção das cargas utilizadas, se rotacional ou axial.

A partir destas especificações, os exercícios foram definidos como exercícios com extremidade fixa e carga axial, exercícios com extremidade móvel e carga rotacional, exercícios com extremidade móvel e carga axial e exercícios com extremidade móvel e

carga ausente. Desse modo, os autores acreditam que este sistema considera a magnitude da carga, a velocidade do movimento e a reação neuromuscular associada a cada condição, o que tornaria esta classificação específica às atividades de reabilitação para o membro superior. No entanto, no presente estudo, utilizou-se os termos cadeia cinética fechada e aberta, pois se tratam de denominações menos complexas e mais comuns para classificar dos exercícios propostos.

OBJETIVOS

3. OBJETIVOS

O objetivo deste estudo foi avaliar a confiabilidade intra-dias e inter-dia dos valores de amplitude da eletromiografia de superfície, dos músculos bíceps do braço, tríceps do braço, porção anterior e posterior do músculo deltóide, porção clavicular do músculo peitoral maior, fibras superiores do músculo trapézio e músculo serrátil anterior, durante a realização de 3 exercícios isométricos sustentados com a extremidade distal do segmento fixa em uma superfície estável e outra superfície instável, com descarga de peso axial controlada para o membro superior.

MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Voluntários

Participaram desta pesquisa vinte voluntários do sexo masculino, destros, sedentários, com média de idade, peso e altura de $22,8 \pm 3,1$ anos, $68,7 \pm 7,9$ Kg e $1,75 \pm 0,05$ m respectivamente e sem história de trauma na região da cintura escapular e nos membros superiores. Todos os voluntários receberam informações sobre o experimento e assinaram um Termo de Consentimento Formal (apêndice C) antes dos procedimentos. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo – USP de acordo com a resolução 196/96 em 12 de setembro de 2005 (anexo A).

4.1.1. Critérios de inclusão e de exclusão dos voluntários

A avaliação física envolveu uma anamnese e um exame físico, durante os quais foram colhidos dados pessoais e antropométricos dos voluntários, abordando questões relacionadas a histórias de traumas prévios na região da cintura escapular e membros superiores, além de um questionamento sobre as atividades físicas realizadas pelos voluntários (Apêndice A).

Foram incluídos os voluntários que não apresentaram durante a avaliação física história de trauma na cintura escapular e nos membros superiores, hipotrofia visível e pontos gatilhos nos músculos que serão avaliados e ausência de sinais clínicos de síndrome do impacto, epicondilite lateral ou medial ou instabilidade articular do ombro, cotovelo e punho. A ficha de avaliação física encontra-se no Apêndice A. Testes específicos para verificar a ausência de patologias do complexo articular do ombro, cotovelo e punho foram realizados e a descrição dos mesmos encontra-se no Apêndice B. Os voluntários que

apresentaram restrição de movimento na articulação do ombro ou presença de arco doloroso durante os movimentos de elevação do braço foram excluídos da pesquisa pelo fato desses fatores provocarem, reconhecidamente, variações nos padrões eletromiográficos nos diferentes músculos da cintura escapular e do braço (KELLY et al., 1997). Além disso, foram incluídos somente voluntários destros e considerados sedentários, ou seja, voluntários que não praticassem atividades físicas freqüentes com o membro superior.

4.2. Materiais

Os materiais utilizados para a realização da pesquisa estão descritos abaixo:

Eletromiógrafo Myosystem Br-1 (Datahominis®, Uberlândia, Bra);

Microcomputador Pentium 4;

Programa Myosystem Br-1 versão 2.9b (Datahominis®, Uberlândia, Bra);

Eletrodos de superfície ativos simples diferenciais (EMG System do Brasil®, São José dos Campos, Bra);

Eletrodo de Referência de aço inox (BIO-Logic®, Campinas, Bra);

Esparadrapo para fixação dos eletrodos;

Algodão e álcool 92% para limpeza do local de colocação dos eletrodos;

Lâmina de barbear para tricotomia do local de colocação dos eletrodos;

Maca e suporte para a realização dos exercícios;

Célula de Carga MM (Kratos Dinamômetros Ltda®, Bra);

Condicionador de Sinais para célula de carga C500 DataHominis (DataHominis®, Uberlândia, Bra);

Balança Antropométrica;

Ficha de Avaliação Fisioterapêutica;

Goniômetro Universal (Carci®, São Paulo, Bra);

Fita Métrica;

Bola Terapêutica (Quark®, 45 cm de diâmetro).

4.2.1. Eletromiógrafo e programa

Foram utilizados sete canais do sistema *Myosystem Br-1* da *Datahominis Tecnologia Ltda*®. (Figura 1) para aquisição dos registros eletromiográficos. O canal auxiliar foi utilizado para aquisição simultânea e sincronizada dos valores de força registrados por uma célula de carga. O equipamento possui aterramento e aquisição simultânea comum para os canais, filtro de banda de 10 Hz a 5 KHz; três estágios de amplificação, impedância dos canais de 10 G Ω em modo diferencial, 12 bits de faixa de resolução dinâmica, faixa de amplitude de -10V a +10V e placa conversora analógica-digital. A frequência de amostragem por canal é de 4 KHz. Para a visualização e processamento dos sinais foi utilizado o programa *Myosystem Br-1* versão 2.9 b. (Figuras 2 e 3).

Figura 1. Módulo condicionador de sinais (*Myosystem Br-1*) e eletrodos bipolares ativos de superfície da *Datahominis Tecnologia Ltda*®.

Figura 2. Interface da aquisição de dados do programa *Myosystem Br-1* versão 2.9b, ilustrando o resultado de uma coleta do exercício *bench-press*.

Figura 3. Interface do processamento de dados do programa *Myosystem Br-1* versão 2.9b, ilustrando o processamento do sinal adquirido da porção anterior do músculo deltóide obtido durante o exercício *bench-press*.

4.2.2. Eletrodos simples diferenciais

Os sinais mioelétricos foram captados através de eletrodos ativos de superfícies diferenciais de ganho de 20 vezes, compostos por duas barras retangulares paralelas de prata pura (Ag), da *EMG System* do Brasil® (Figura 4). Para redução do ruído de aquisição foi utilizado um eletrodo circular com tamanho de 3 cm² como eletrodo de referência, localizado na região do manúbrio esternal interposto com gel condutor (Figura 5).

Figura 4. Eletrodo de superfície simples diferencial. **A.** Face posterior. **B.** Face anterior.

Figura 5. Eletrodo de referência **A.** Superfície de contato. **B.** Face posterior.

4.2.3. Célula de carga e condicionador de sinais

A força produzida foi monitorada por uma célula de carga modelo MM da Kratos Dinamômetros Ltda.®, com capacidade nominal de 100 Kg (Figura 6) acoplada a um dos canais auxiliares de aquisição do eletromiógrafo por intermédio de um módulo condicionador de sinais C-500 (Figura 7) e posicionada sob a superfície de apoio de cada exercício na direção da força aplicada pelo voluntário. A célula de carga foi calibrada e zerada em cada exercício, desconsiderando, portanto, o peso das plataformas e da bola. Os

valores de força produzidos por cada um dos exercícios foram registrados de maneira simultânea aos dados eletromiográficos. Durante a captação da força muscular, um *feedback* sonoro serviu como referência para a força que era realizada pelo voluntário durante a execução do exercício. O *feedback* é uma ferramenta opcional do programa *Myosystem Br-1* versão 2.9b e o seu início é simultâneo ao registro eletromiográfico. Os valores de carga para cada exercício foram previamente definidos, sendo aceito durante os exercícios uma faixa de erro de 10% acima e abaixo desse valor. O voluntário foi instruído sobre três diferentes tipos de alerta sonoro que ouviria durante o tempo de realização do exercício. Um primeiro sinal era emitido caso o voluntário estivesse realizando uma força abaixo do valor previamente definido para aquele exercício. Outro sinal indicava ao voluntário que aquela quantidade de força realizada era ideal para aquele exercício e um terceiro sinal era emitido caso uma força acima da adequada fosse realizada. Ao final dos 6 segundos de coleta era dado um aviso ao voluntário que a coleta havia sido encerrada, iniciando-se então o período de 1,5 minuto de descanso para a próxima contração.

Figura 6. Célula de carga modelo MM da Kratos Dinamômetros LTDA® com capacidade nominal de 100Kg (vista anterior).

Figura 7. Módulo condicionador de sinais C500 (vista anterior), utilizado para alimentar e conectar a célula de carga ao módulo condicionador de sinais Mysystem Br-1.

4.2.4. Suportes e materiais

Durante a realização de todos os exercícios, foram adaptados alguns suportes e materiais que permitissem ajustes ergonômicos a cada voluntário além de possibilitar o posicionamento da célula de carga para o controle da força produzida. Foram adaptadas à célula de carga duas plataformas de madeira que serviram de base de apoio para os voluntários descarregarem as respectivas cargas, sendo uma retangular com 30 cm de comprimento por 20 cm de largura (Figura 8) e outra redonda com 50 cm de diâmetro (Figura 9) para a execução dos exercícios em superfície estável e instável respectivamente. Além disso, para a caracterização de uma superfície instável, foi utilizada uma bola suíça terapêutica de 45 cm devidamente calibrada, que foi posicionada entre a plataforma redonda e a mão dos voluntários durante cada exercício (Figura 10).

Figura 8. Vista lateral do suporte retangular acoplado ao suporte do exercício *push-up*.

Figura 9. Vista lateral do suporte redondo acoplado ao suporte do exercício *push-up*.

Figura 10. Bola terapêutica modelo *Flex Ball* da marca *Quark*® com 45 cm de diâmetro.

Durante a realização do exercício *wall-press*, foi utilizado um suporte metálico de 50 cm de comprimento possuindo nove furos espaçados em 5 cm que permitia a regulagem de altura para a fixação da célula de carga (Figura 11). O exercício *bench-press* foi realizado em uma maca de que possuía uma trave metálica de 1,10 m de largura por 1,50 m de comprimento, que permitia a regulagem de altura da célula de carga e conseqüentemente

da superfície de apoio para o membro superior (Figura 12). No exercício *push-up*, a célula de carga foi fixada a um suporte metálico que se encontrava fixo a uma base de madeira de 25 cm de largura por 40 cm de comprimento (Figura 13). Foi utilizado também neste exercício um caixote de madeira de 50 cm de largura, 50 cm de comprimento e 30 cm de altura (Figura 14), onde os voluntários permaneciam ajoelhados durante a execução da tarefa.

Figura 11. Vista lateral dos equipamentos para execução do exercício *wall-press*. **A.** Plataforma de apoio. **B.** Célula de carga. **C.** Suporte com furação para regulagem de altura para célula de carga e plataforma de apoio.

Figura 12. Maca para realização do exercício *bench-press*: **A.** Célula de carga e superfície de apoio em posição de teste do exercício. **B.** Regulagem horizontal do suporte metálico. **C.** Regulagem vertical do suporte metálico.

Figura 13. Vista superior do suporte de solo para montagem do exercício *push-up*.

Figura 14. Caixa utilizada para o exercício *push-up*

4.3. Músculos avaliados

Foram registradas as atividades elétricas dos músculos: porção longa do músculo bíceps do braço, porção longa do músculo tríceps do braço, porção anterior e posterior do músculo deltóide, porção clavicular do músculo peitoral maior, porção superior do músculo trapézio e o músculo serrátil anterior, durante a realização de 3 exercícios isométricos sustentados com a extremidade distal do segmento fixa em uma superfície estável e outra superfície instável, com descarga de peso axial controlada para o membro superior.

4.4. Exercícios Propostos

Cada voluntário realizou aleatoriamente três diferentes exercícios isométricos sustentados com a extremidade distal do segmento fixa em uma superfície estável e outra instável com descarga de peso axial. Os exercícios realizados foram o *wall-press*, *bench-press* e *push-up*.

4.4.1. Descrição dos exercícios

Wall-press: o voluntário permaneceu na posição ortostática com o membro superior dominante a 90° de flexão do ombro no plano frontal, braço em posição neutra (sem rotação) e cotovelo estendido. Os voluntários realizaram este exercício empregando uma força de compressão axial a 100% e 80% da força máxima obtida, nas superfícies estável (Figura 15) e instável (Figura 16).

Figura 15. Exercício *wall-press* realizado em superfície estável.

Figura 16. Exercício *wall-press* realizado em superfície instável.

Bench-press: o voluntário permaneceu em decúbito dorsal, com os joelhos flexiados, pés apoiados na maca, membro superior dominante a 90° de flexão de ombro, braço neutro e cotovelo completamente estendido. Os voluntários realizaram este exercício empregando uma força de compressão axial a 100% e 80% da força máxima obtida, nas superfícies estável (Figura 17) e instável (Figura 18).

Figura 17. Exercício *bench-press* realizado em superfície estável.

Figura 18. Exercício *bench-press* realizado em superfície instável.

Push-up: o voluntário realizou um exercício de apoio em decúbito ventral, com o quadril e joelhos em 90° de flexão, posição neutra de tronco e com o membro superior dominante em 90° de flexão de ombro, braço neutro, cotovelo completamente estendido e com a palma da mão em contato com uma superfície estável (Figura 19) e outra instável (Figura 20) fixada no solo, descarregando com 100% e 80% da força máxima o peso corporal correspondente a esta posição. Para a obtenção desta posição, o voluntário permaneceu apoiado em cima de um caixote de madeira.

Figura 19. Exercício *push-up* realizado em superfície estável.

Figura 20. Exercício *push-up* realizado em superfície instável.

4.5. Procedimentos

A seleção e avaliação dos voluntários foram feitas após a exposição do procedimento experimental e dos objetivos da pesquisa. O procedimento completo para cada voluntário foi dividido em três etapas. A primeira etapa constou basicamente da explanação sobre a pesquisa, avaliação física e coleta de alguns dados de referência, tais como teste de carga máxima em cada um dos exercícios estudados e os valores eletromiográficos da contração isométrica voluntária máxima de cada um dos músculos estudados. Após 48 horas de descanso, visando à recuperação do esforço da primeira etapa, cada voluntário realizou três vezes cada exercício de forma aleatória com 1,5 minuto de descanso entre cada repetição e 5 minutos entre exercícios (segunda etapa). Após uma semana de intervalo foram refeitos os procedimentos da segunda etapa (terceira etapa).

Primeira etapa

Apresentação e familiarização: Os objetivos da pesquisa e a rotina do experimento foram apresentados aos voluntários e posteriormente realizados o preenchimento dos dados da ficha de avaliação.

Determinação da carga máxima: a carga máxima foi determinada individualmente pelo valor médio captado pela célula de carga desempenhada durante três repetições de cada exercício. Este valor serviu como referência para a determinação das porcentagens de 80% e 100% da força máxima captada em cada exercício.

Colocação dos eletrodos: Antes da colocação dos eletrodos, foram realizadas a tricotomia da pele e a limpeza da mesma com álcool. A colocação dos eletrodos nos músculos bíceps do braço, tríceps do braço, porção anterior e posterior do deltóide e fibras superiores do trapézio foi orientada pela *European Recommendations for Surface*

Electromyography do Projeto SENIAN (HERMES et al., 1999). No entanto a colocação dos eletrodos do músculo serrátil anterior e porção clavicular do músculo peitoral maior foi orientada como descrito no estudo de Hintermeister et al.(1998). A fixação dos eletrodos foi feita com tiras de esparadrapo, permitindo o melhor acoplamento entre as barras de captação e a pele do voluntário. A colocação dos eletrodos está demonstrada na tabela 3.

Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM): foram realizadas 3 CIVM na posição de prova de função muscular (KENDALL; KENDALL; PROVANCE, 1997) a fim de obter valores de referência para normalização dos valores da integral da envoltória e de RMS para cada um dos músculos estudados.

Segunda etapa (teste)

Recolocação dos eletrodos: Os eletrodos foram recolocados seguindo os procedimentos descritos na primeira fase

Realização dos exercícios: Cada voluntário realizou, de forma aleatória, os três exercícios selecionados para o estudo, que foram repetidos 3 vezes cada um, com intervalos de 2 minutos de repouso entre as contrações para minimizar os efeitos da fadiga muscular. Este procedimento foi feito a 80% e 100% da força máxima obtida durante a primeira etapa e escolha dos valores durante cada exercício também é aleatória, assim como a realização dos exercícios em superfície estável e instável.

Terceira etapa (re-teste)

Após sete dias, todos os procedimentos da segunda etapa foram novamente realizados, a fim de se obter os dados para a confiabilidade interdias.

Tabela 3. Descrição anatômica de origem e inserção dos músculos avaliados e procedimento de colocação dos eletrodos segundo orientações da *Recommendations for Surface Electromyography* do projeto SENIAM (HERMES et al.1999) e Hintermeister et al. (1998).

	Músculo: Trapézio - porção superior Origem: Protuberância occipital externa, terço medial da linha nuchal superior, ligamento nuchal e processo espinhoso da sétima vértebra cervical. Inserção: Terço lateral da clavícula e processo do acrômio da escápula. Posicionamento inicial: Voluntário sentado com os braços ao longo do corpo. Colocação dos eletrodos: Os eletrodos devem ser posicionados a 50% da linha entre o acrômio e a sétima vértebra cervical.
	Músculo: Deltóide - porção anterior Origem: Borda anterior, superfície anterior, terço lateral da clavícula. Inserção: Tuberosidade deltóidea do úmero. Posicionamento inicial: Sentado com os braços ao longo do corpo e a palma da mão voltada para dentro. Colocação dos eletrodos: Os eletrodos devem ser posicionados a um dedo de largura distal e anterior ao acrômio.
	Músculo: Deltóide - porção posterior Origem: Lábio inferior da borda da espinha da escápula. Inserção: Tuberosidade deltóidea do úmero. Posicionamento inicial: Sentado com os braços ao longo do corpo e a palma da mão voltada para dentro. Colocação dos eletrodos: Os eletrodos devem ser posicionados dois dedos atrás do ângulo do acrômio.

Tabela 3. Descrição anatômica de origem e inserção dos músculos avaliados e procedimento de colocação dos eletrodos segundo orientações da *Recommendations for Surface Electromyography* do projeto SENIAM (HERMES et al.1999) e Hintermeinster et al. (1998). [continuação]

	Músculo: Bíceps do braço - porção longa Origem: Cabeça Curta: Ápice do processo coracóide da escápula. Cabeça Longa: Tubérculo supraglenóide da escápula. Inserção: Tuberosidade do rádio e aponeurose do bíceps do braço. Posicionamento inicial: Sentado em uma cadeira, com o cotovelo flexionado a 90° e a palma da mão voltada para cima. Colocação dos eletrodos: Os eletrodos devem ser posicionados no terço distal entre a linha acrômio e a fossa cubital.
	Músculo: Tríceps do braço - porção longa Origem: Tubérculo infraglenóide da escápula. Inserção: Superfície posterior do processo do olécrano da ulna e fáscia antebraquial. Posicionamento Inicial: Sentado com abdução de ombro e flexão do cotovelo a 90° com a palma da mão voltada para baixo. Colocação dos Eletrodos: Os eletrodos devem ser posicionados a 50% e dois dedos medial a linha entre a crista do acrômio e o olécrano.
	Músculo: Peitoral maior - porção clavicular Origem: Superfície anterior da metade esternal da clavícula. Inserção: Crista do tubérculo maior do úmero. Posicionamento inicial: Voluntário sentado com os braços ao longo do corpo. Colocação dos Eletrodos: Terço proximal e 5 cm abaixo da linha entre a articulação esternoclavicular e a cabeça do úmero.

Tabela 3. Descrição anatômica de origem e inserção dos músculos avaliados e procedimento de colocação dos eletrodos segundo orientações da *Recommendations for Surface Electromyography* do projeto SENIAM (HERMES et al.1999) e Hintermeinster et al. (1998). [continuação]

	Músculo: Serrátil anterior Origem: Superfícies externas e bordas superiores das oito ou nove costelas superiores. Inserção: Superfície costal da borda medial da escápula. Posicionamento inicial: Voluntário sentado com o membro superior elevado anteriormente a 90°. Colocação dos Eletrodos: Na região abaixo da axila entre a borda anterior do músculo grande dorsal e a borda posterior do músculo peitoral maior.

4.6. Processamento do Sinal EMG e Análise de Dados

O programa *Myosystem Br-1* versão 2.9 b foi utilizado para o processamento dos dados eletromiográficos. O sinal eletromiográfico bruto foi utilizado para derivar os valores da amplitude eletromiográfica obtidos através do cálculo da integral do envoltório linear e da *root mean square* (RMS). Os dados foram coletados a 4000Hz e aplicados filtros digitais de passa baixa de 500Hz e passa alta de 20Hz, além disso, foram excluídos o primeiro e o último segundo de cada coleta para que obtivesse os sinais de quatro segundos de contração.

Os valores da amplitude de ativação eletromiográfica, obtidos nos 4 segundos de registro de cada um dos exercícios realizados em base estável, foram avaliados pelo resultado do cálculo da Root Mean Square (RMS). Por outro lado, os valores de amplitude

dos exercícios realizados em base instável foram avaliados pelo valor integral da área contida abaixo da curva do envoltório linear obtido a partir do sinal eletromiográfico bruto. Os envoltórios lineares dos sinais eletromiográficos obtidos dos exercícios em base instável foram processados de acordo com o padrão estabelecido pelo programa *Myosystem Br-1* versão 2.9b e inclui as seguintes etapas: retificação do sinal por simples espelhamento de valores negativos para valores positivos e filtragem com *Butterworth* de 4ª ordem e 10Hz. O cálculo do RMS e da integral do envoltório linear foram escolhidos de acordo com as possíveis formas de representação da amplitude para sinais de registros não-dinâmicos e dinâmicos, respectivamente, de acordo com as normas internacionais de padronização para estudos eletromiográficos de superfície (SENIAM, 1999). Os valores da integral do envoltório linear e da RMS foram normalizados pelo valor máximo da amplitude eletromiográfica obtida em 1 das 3 CIVM do músculo correspondente, ou seja, pela razão entre o valor médio de amplitude obtido nos exercícios estudados e o valor máximo dos registros da CIVM. Assim, os valores de amplitude apresentados neste estudo são unidades arbitrárias relativas ao máximo valor de amplitude obtido em uma prova de função muscular.

A atividade muscular foi considerada mínima quando esteve foi de 0 a 39,9% da amplitude de referência, moderada quando foi de 40 a 74,9% ou forte quando foi de 75 e 100% (KELLY et al., 2002).

4.7. Análise Estatística

Para avaliar a confiabilidade intra-dia e inter-dia dos dados obtidos da segunda e terceira fase da pesquisa, foram calculados o Coeficiente de Correlação Intraclass (ICC), o Erro Padrão da Medida (SEM) e o Coeficiente de Variação (CV) dos valores normalizados

de amplitude eletromiográfica de todos os músculos dos 20 sujeitos, exceto a porção posterior do músculo deltóide que foi analisado somente em 15 sujeitos. Foram avaliadas a confiabilidade das três medidas de amplitude normalizada consecutivas obtidas no primeiro teste (teste) e a confiabilidade das duas médias das medidas de amplitude, uma obtida no teste e a outra média obtida no re-teste.

Os valores do ICC foram interpretados como: <0.40 – pobre, $0.40-0.75$ boa e >0.75 – excelente confiabilidade, de acordo com a escala de níveis de confiabilidade proposta por Fleiss (1986).

RESULTADOS

5. RESULTADOS

5.1. Valores de Amplitude Eletromiográfica - RMS

A média e o desvio padrão dos valores de RMS normalizados dos músculos estudados, durante a realização dos exercícios em superfície estável, a 100% e 80% da carga máxima, no teste e no re-teste, estão descritos nas tabelas 4 e 5, respectivamente.

Tabela 4. Média e desvio padrão dos valores de RMS normalizados obtidos no teste e re-teste dos exercícios realizados em superfície estável a 100% da carga máxima.

Músculos	Exercícios – Base Estável					
	WP100		BP100		PU100	
	Teste	Re-teste	Teste	Re-teste	Teste	Re-teste
P. Ant. Deltóide	0,23±0,13	0,23±0,11	0,26±0,21	0,24±0,17	0,16±0,13	0,18±0,15
P. Post. Deltóide	0,07±0,06	0,06±0,04	0,22±0,17	0,17±0,11	0,17±0,10	0,17±0,10
Peitoral maior	0,22±0,19	0,21±0,16	0,20±0,09	0,20±0,13	0,10±0,10	0,11±0,10
Bíceps do braço	0,11±0,08	0,09±0,07	0,06±0,04	0,06±0,03	0,05±0,03	0,05±0,04
Tríceps do braço	0,07±0,04	0,07±0,04	0,45±0,17	0,36±0,17	0,25±0,15	0,21±0,11
P. Sup. Trapézio	0,18±0,04	0,14±0,11	0,05±0,03	0,05±0,03	0,12±0,10	0,06±0,05
Serrátil anterior	0,18±0,18	0,29±0,13	0,46±0,16	0,46±0,21	0,32±0,14	0,30±0,12

WP100 – exercício *wall-press* realizado com 100% da carga máxima; BP100 – exercício *bench-press* realizado com 100% da carga máxima; PU100 – exercício *push-up* realizado com 100% da carga máxima; P. Ant. Deltóide – porção anterior do músculo deltóide; P. Post. Deltóide – porção posterior do músculo deltóide; P.Sup. Trapézio – porção superior do músculo trapézio.

Tabela 5. Média e desvio padrão dos valores de RMS normalizados obtidos no teste e re-teste dos exercícios realizados em superfície estável a 80% da carga máxima.

Músculos	Exercícios – Base Estável					
	WP80		BP80		PU80	
	Teste	Re-teste	Teste	Re-teste	Teste	Re-teste
P. Ant. Deltóide	0,15±0,08	0,17±0,08	0,18±0,11	0,16±0,10	0,07±0,06	0,09±0,07
P. Post. Deltóide	0,04±0,04	0,04±0,02	0,14±0,11	0,11±0,07	0,10±0,05	0,10±0,05
Peitoral maior	0,11±0,09	0,12±0,08	0,14±0,08	0,11±0,08	0,05±0,05	0,04±0,04
Bíceps do braço	0,06±0,05	0,05±0,04	0,04±0,03	0,04±0,02	0,03±0,03	0,03±0,03
Tríceps do braço	0,05±0,03	0,05±0,03	0,33±0,13	0,29±0,12	0,20±0,14	0,19±0,12
P. Sup. Trapézio	0,13±0,13	0,10±0,07	0,04±0,03	0,04±0,03	0,05±0,05	0,04±0,03
Serrátil anterior	0,23±0,13	0,21±0,08	0,36±0,14	0,34±0,17	0,21±0,08	0,20±0,07

WP80 – exercício *wall-press* realizado com 80% da carga máxima; BP80 – exercício *bench-press* realizado com 80% da carga máxima; PU80 – exercício *push-up* realizado com 80% da carga máxima; P. Ant. Deltóide – porção anterior do músculo deltóide; P. Post. Deltóide – porção posterior do músculo deltóide; P.Sup. Trapézio – porção superior do músculo trapézio.

5.2. Valores de Amplitude Eletromiográfica - *fenv*

A média e o desvio padrão dos valores de *fenv* normalizados dos músculos estudados, durante a realização dos exercícios em superfície instável, a 100% e 80% da carga máxima, no teste e no re-teste, estão descritos nas tabelas 6 e 7, respectivamente.

Tabela 6. Média e desvio padrão dos valores da integral do envoltório linear (f_{env}) normalizados obtidos no teste e re-teste dos exercícios realizados em superfície instável a 100% da carga máxima.

Músculos	Exercícios – Base Instável					
	WP100		BP100		PU100	
	Teste	Re-teste	Teste	Re-teste	Teste	Re-teste
P. Ant. Deltóide	0,14±0,05	0,12±0,05	0,12±0,07	0,08±0,04	0,05±0,04	0,05±0,04
P. Post. Deltóide	0,02±0,01	0,01±0,01	0,11±0,11	0,07±0,05	0,22±0,14	0,16±0,08
Peitoral maior	0,15±0,06	0,15±0,08	0,30±0,13	0,24±0,13	0,14±0,06	0,14±0,08
Bíceps do braço	0,03±0,02	0,03±0,02	0,06±0,05	0,04±0,03	0,05±0,04	0,05±0,04
Tríceps do braço	0,06±0,04	0,05±0,03	0,31±0,08	0,29±0,11	0,35±0,16	0,31±0,12
P. Sup. Trapézio	0,08±0,07	0,05±0,04	0,04±0,03	0,03±0,02	0,07±0,07	0,04±0,03
Serrátil anterior	0,15±0,08	0,13±0,06	0,15±0,08	0,13±0,09	0,25±0,11	0,25±0,15

WP100 – exercício *wall-press* realizado com 100% da carga máxima; BP100 – exercício *bench-press* realizado com 100% da carga máxima; PU100 – exercício *push-up* realizado com 100% da carga máxima; P. Ant. Deltóide – porção anterior do músculo deltóide; P. Post. Deltóide – porção posterior do músculo deltóide; P.Sup. Trapézio – porção superior do músculo trapézio.

Tabela 7. Média e desvio padrão dos valores da integral do envoltório linear (f_{env}) normalizados obtidos no teste e re-teste dos exercícios realizados em superfície instável a 80% da carga máxima.

Músculos	Exercícios – Base Instável					
	WP80		BP80		PU80	
	Teste	Re-teste	Teste	Re-teste	Teste	Re-teste
P. Ant. Deltóide	0,12±0,06	0,11±0,05	0,09±0,05	0,07±0,04	0,02±0,02	0,02±0,02
P. Post. Deltóide	0,01±0,01	0,01±0,00	0,06±0,06	0,03±0,02	0,11±0,07	0,10±0,04
Peitoral maior	0,12±0,04	0,12±0,05	0,21±0,08	0,17±0,08	0,09±0,05	0,08±0,04
Bíceps do braço	0,03±0,02	0,02±0,01	0,03±0,01	0,03±0,01	0,03±0,02	0,03±0,02
Tríceps do braço	0,05±0,07	0,03±0,01	0,21±0,07	0,20±0,09	0,25±0,11	0,25±0,09
P. Sup. Trapézio	0,07±0,07	0,05±0,03	0,03±0,02	0,02±0,01	0,05±0,04	0,03±0,03
Serrátil anterior	0,12±0,06	0,12±0,04	0,11±0,06	0,10±0,07	0,17±0,09	0,15±0,07

WP80 – exercício *wall-press* realizado com 80% da carga máxima; BP80 – exercício *bench-press* realizado com 80% da carga máxima; PU80 – exercício *push-up* realizado com 80% da carga máxima; P. Ant. Deltóide – porção anterior do músculo deltóide; P. Post. Deltóide – porção posterior do músculo deltóide; P.Sup. Trapézio – porção superior do músculo trapézio.

5.3. Confiabilidade intra-dia

As confiabilidades intradia dos valores normalizados de RMS dos músculos estudados realizados nos exercícios com superfície estável durante o teste e o re-teste, estão descritas nas tabelas 8 a 11. Os valores de ICC, SEM e CV demonstraram excelente confiabilidade intradia dos valores normalizados de RMS para todos os músculos, durante a execução dos três exercícios e com os dois níveis de carga. Os valores de RMS normalizados apresentaram ICC variando entre 0,78 e 0,99 e CV, entre 1,8% e 12,5%. A confiabilidade dos valores da carga empregada em cada exercício (APENDICE D) apresentou também excelentes níveis de confiabilidade (ICC 0,99) e CV, entre 0,7% e 1,1%.

Tabela 8. Valores do coeficiente de correlação intraclasse (ICC) para confiabilidade intra-dia e erro padrão da medida (SEM) referente às três medidas consecutivas dos valores de RMS normalizados obtidas nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície estável, durante o teste.

Músculos	Intra-Dia - Exercícios em Base Estável - Teste											
	WP100		WP80		BP100		BP80		PU100		PU80	
	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM
DA	0,98	0,01	0,98	0,01	0,99	0,01	0,97	0,01	0,98	0,01	0,99	0,00
PM	0,97	0,02	0,99	0,01	0,96	0,01	0,95	0,01	0,94	0,01	0,96	0,01
BB	0,97	0,01	0,99	0,00	0,99	0,00	0,95	0,00	0,97	0,00	0,98	0,00
TB	0,96	0,00	0,98	0,00	0,94	0,02	0,97	0,01	0,95	0,03	0,98	0,01
TS	0,99	0,01	0,99	0,01	0,78	0,01	0,97	0,01	0,97	0,01	0,98	0,00
SA	0,98	0,01	0,98	0,01	0,97	0,02	0,96	0,02	0,98	0,01	0,98	0,01
DP	0,96	0,01	0,98	0,01	0,99	0,01	0,99	0,01	0,96	0,02	0,96	0,01

ICC - Coeficiente de Correlação Intraclasse; SEM – Erro Padrão da Medida; 100 – exercício realizado com 100% da carga máxima; 80 – exercício realizado com 80% da carga máxima; WP – exercício *wall-press*; BP – exercício *bench-press*; PU – exercício *push-up*; DA - porção anterior do deltóide, PM - peitoral maior, BB - porção longa do biceps do braço, TB - porção longa do tríceps do braço, TS - porção superior do músculo trapézio, SA - serrátil anterior, DP - porção posterior do deltóide.

Tabela 9. Valores do coeficiente de variação (CV) referente às três medidas consecutivas dos valores de RMS normalizados obtidas nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície estável, durante o teste.

Músculos	Intra-Dia - Exercícios em Base Estável - Teste					
	WP100	WP80	BP100	BP80	PU100	PU80
DA	4,1%	3,8%	4,0%	4,6%	5,0%	4,8%
PM	12,1%	3,9%	5,0%	9,5%	12,4%	9,8%
BB	6,3%	4,5%	2,0%	2,4%	10,3%	5,7%
TB	5,4%	3,6%	3,8%	5,0%	8,2%	4,0%
TS	5,4%	5,3%	8,4%	3,4%	9,2%	6,8%
SA	3,4%	2,7%	3,8%	12,5%	3,9%	3,4%
DP	6,2%	6,6%	4,8%	6,0%	8,7%	6,5%

CV - Coeficiente de variação; 100 – exercício realizado com 100% da carga máxima; 80 – exercício realizado com 80% da carga máxima; WP – exercício *wall-press*; BP – exercício *bench-press*; PU – exercício *push-up*; DA - porção anterior do deltóide, PM - peitoral maior, BB - porção longa do bíceps do braço, TB - porção longa do tríceps do braço, TS - porção superior do músculo trapézio, SA - serrátil anterior, DP - porção posterior do deltóide.

Tabela 10. Valores do coeficiente de correlação intraclassa (ICC) para confiabilidade intra-dia e erro padrão da medida (SEM) referente às três medidas consecutivas dos valores de RMS normalizados obtidas nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície estável, durante o re-teste.

Músculos	Intra-Dia - Exercícios em Estável – Re-teste											
	WP100		WP80		BP100		BP80		PU100		PU80	
	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM
DA	0,99	0,01	0,99	0,00	0,99	0,01	0,99	0,00	0,98	0,01	0,98	0,01
PM	0,98	0,01	0,98	0,00	0,97	0,01	0,96	0,01	0,95	0,02	0,96	0,01
BB	0,96	0,00	0,97	0,00	0,97	0,00	0,99	0,00	0,96	0,00	0,98	0,00
TB	0,96	0,01	0,98	0,00	0,98	0,01	0,98	0,01	0,96	0,01	0,97	0,01
TS	0,98	0,01	0,97	0,00	0,97	0,00	0,96	0,00	0,92	0,00	0,94	0,00
SA	0,97	0,01	0,97	0,00	0,99	0,01	0,98	0,01	0,98	0,01	0,97	0,01
DP	0,98	0,00	0,95	0,00	0,99	0,01	0,98	0,01	0,95	0,01	0,94	0,01

ICC - Coeficiente de Correlação Intraclassa; SEM – Erro Padrão da Medida; 100 – exercício realizado com 100% da carga máxima; 80 – exercício realizado com 80% da carga máxima; WP – exercício *wall-press*; BP – exercício *bench-press*; PU – exercício *push-up*; DA - porção anterior do deltóide, PM - peitoral maior, BB - porção longa do bíceps do braço, TB - porção longa do tríceps do braço, TS - porção superior do músculo trapézio, SA - serrátil anterior, DP - porção posterior do deltóide.

Tabela 11. Valores do coeficiente de variação (CV) referente às três medidas consecutivas dos valores de RMS normalizados obtidas nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície estável, durante o re-teste.

Músculos	Intra-Dia - Exercícios em Base Estável – Re-teste					
	WP100	WP80	BP100	BP80	PU100	PU80
DA	1,8%	2,1%	4,5%	3,1%	5,4%	7,5%
PM	4,0%	5,1%	4,3%	7,7%	9,8%	7,3%
BB	5,9%	4,2%	4,1%	2,1%	4,2%	4,0%
TB	6,3%	5,0%	4,1%	4,0%	5,25	4,6%
TS	5,5%	7,0%	4,4%	4,0%	6,9%	5,4%
SA	4,4%	2,9%	3,3%	4,1%	3,5%	3,1%
DP	6,2%	5,1%	4,2%	4,5%	7,3%	6,1%

CV - Coeficiente de variação; 100 – exercício realizado com 100% da carga máxima; 80 – exercício realizado com 80% da carga máxima; WP – exercício *wall-press*; BP – exercício *bench-press*; PU – exercício *push-up*; DA - porção anterior do deltóide, PM - peitoral maior, BB - porção longa do bíceps do braço, TB - porção longa do tríceps do braço, TS - porção superior do músculo trapézio, SA - serrátil anterior, DP - porção posterior do deltóide.

As confiabilidades intradia dos valores normalizados de *fenv* dos músculos estudados realizados nos exercícios com superfície instável durante o teste e o re-teste estão descritas nas tabelas 12 a 15. Os valores do ICC, SEM e CV demonstraram excelente confiabilidade intradia dos valores de normalizados de *fenv* de todos os músculos. Os níveis de confiabilidade dos dados dos diferentes exercícios e os dois níveis de carga requeridos foram semelhantes. Os valores de ICC variaram entre 0,83 e 0,99, e os valores de CV apresentaram variação entre 1,9% e 11,2%. Assim, como nos exercícios com superfície estável, os valores de carga realizadas nos exercícios com base instável apresentaram excelente confiabilidade (ICC 0,99) e CV entre 0,6% e 1,1%.

Tabela 12. Valores do coeficiente de correlação intraclass (ICC) para confiabilidade intra-dia e erro padrão da medida (SEM) referente às três medidas consecutivas dos valores de *fenv* normalizados obtidos nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície instável, durante o teste.

Músculos	Intra-Dia - Exercícios em Base Instável - Teste											
	WP100		WP80		BP100		BP80		PU100		PU80	
	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM
DA	0,97	0,00	0,99	0,00	0,96	0,01	0,96	0,01	0,98	0,00	0,92	0,00
PM	0,98	0,00	0,98	0,00	0,95	0,01	0,96	0,01	0,97	0,01	0,96	0,01
BB	0,96	0,00	0,97	0,00	0,98	0,00	0,93	0,00	0,97	0,00	0,95	0,00
TB	0,95	0,00	0,99	0,00	0,90	0,01	0,95	0,01	0,96	0,02	0,93	0,01
TS	0,99	0,00	0,97	0,00	0,94	0,00	0,94	0,00	0,99	0,00	0,97	0,00
SA	0,95	0,01	0,97	0,01	0,98	0,01	0,96	0,01	0,98	0,01	0,98	0,01
DP	0,95	0,00	0,89	0,00	0,97	0,01	0,98	0,01	0,95	0,02	0,92	0,01

ICC - Coeficiente de Correlação Intraclass; SEM – Erro Padrão da Medida; 100 – exercício realizado com 100% da carga máxima; 80 – exercício realizado com 80% da carga máxima; WP – exercício *wall-press*; BP – exercício *bench-press*; PU – exercício *push-up*; DA - porção anterior do deltóide, PM - peitoral maior, BB - porção longa do bíceps do braço, TB - porção longa do tríceps do braço, TS - porção superior do músculo trapézio, SA - serrátil anterior, DP - porção posterior do deltóide.

Tabela 13. Valores do coeficiente de variação (CV) referente às três medidas consecutivas dos valores de *fenv* normalizados obtidas nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície instável, durante o teste.

Músculos	Intra-Dia - Exercícios em Base Instável – Teste					
	WP100	WP80	BP100	BP80	PU100	PU80
DA	2,9%	1,9%	6,5%	5,1%	6,1%	4,0%
PM	2,1%	2,3%	4,0%	4,6%	7,2%	5,9%
BB	7,1%	5,1%	5,6%	3,7%	5,1%	6,8%
TB	5,0%	3,6%	4,5%	4,1%	4,7%	5,2%
TS	4,4%	5,7%	6,6%	5,0%	5,1%	3,0%
SA	4,3%	3,9%	4,6%	6,2%	3,9%	4,4%
DP	5,3%	4,8%	8,8%	11,2%	5,3%	7,0%

CV - Coeficiente de variação; 100 – exercício realizado com 100% da carga máxima; 80 – exercício realizado com 80% da carga máxima; WP – exercício *wall-press*; BP – exercício *bench-press*; PU – exercício *push-up*; DA - porção anterior do deltóide, PM - peitoral maior, BB - porção longa do bíceps do braço, TB - porção longa do tríceps do braço, TS - porção superior do músculo trapézio, SA - serrátil anterior, DP - porção posterior do deltóide.

Tabela 14. Valores do coeficiente de correlação intraclass (ICC) para confiabilidade intra-dia e erro padrão da medida (SEM) referente às três medidas consecutivas dos valores de *fenv* normalizados obtidas nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície instável, durante o re-teste.

Músculos	Intra-Dia - Exercícios em Base Instável – Re-teste											
	WP100		WP80		BP100		BP80		PU100		PU80	
	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM
DA	0,99	0,00	0,99	0,00	0,97	0,01	0,97	0,01	0,93	0,00	0,83	0,00
PM	0,97	0,00	0,98	0,00	0,98	0,01	0,97	0,01	0,97	0,01	0,96	0,01
BB	0,96	0,00	0,97	0,00	0,90	0,00	0,96	0,00	0,98	0,00	0,98	0,00
TB	0,87	0,00	0,95	0,00	0,95	0,01	0,97	0,01	0,98	0,02	0,95	0,01
TS	0,97	0,00	0,92	0,00	0,94	0,00	0,94	0,00	0,96	0,00	0,98	0,00
SA	0,99	0,01	0,98	0,01	0,98	0,01	0,99	0,01	0,98	0,01	0,97	0,01
DP	0,94	0,00	0,93	0,00	0,97	0,01	0,95	0,01	0,94	0,02	0,87	0,01

ICC - Coeficiente de Correlação Intraclass; SEM – Erro Padrão da Medida; 100 – exercício realizado com 100% da carga máxima; 80 – exercício realizado com 80% da carga máxima; WP – exercício *wall-press*; BP – exercício *bench-press*; PU – exercício *push-up*; DA - porção anterior do deltóide, PM - peitoral maior, BB - porção longa do bíceps do braço, TB - porção longa do tríceps do braço, TS - porção superior do músculo trapézio, SA - serrátil anterior, DP - porção posterior do deltóide.

Tabela 15. Valores do coeficiente de variação (CV) referente às três medidas consecutivas dos valores de *fenv* normalizados obtidas nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície instável, durante o re-teste.

Músculos	Intra-Dia - Exercícios em Base Instável – Re-teste					
	WP100	WP80	BP100	BP80	PU100	PU80
DA	2,1%	2,4%	5,2%	4,45	6,5%	6,7%
PM	3,9%	2,5%	4,0%	3,5%	4,1%	5,5%
BB	8,4%	4,5%	5,9%	2,9%	4,3%	4,5
TB	6,9%	5,1%	5,0%	3,7%	4,0%	4,7%
TS	7,5%	7,8%	5,6%	4,8%	4,6%	4,5%
SA	3,0%	2,6%	5,2%	3,3%	3,3%	4,7%
DP	7,3%	3,8%	7,6%	6,4%	6,0%	7,0%

CV - Coeficiente de variação; 100 – exercício realizado com 100% da carga máxima; 80 – exercício realizado com 80% da carga máxima; WP – exercício *wall-press*; BP – exercício *bench-press*; PU – exercício *push-up*; DA - porção anterior do deltóide, PM - peitoral maior, BB - porção longa do bíceps do braço, TB - porção longa do tríceps do braço, TS - porção superior do músculo trapézio, SA - serrátil anterior, DP - porção posterior do deltóide.

5.4. Confiabilidade Inter-dias

As confiabilidades inter-dias (teste-re-teste) dos valores de RMS normalizados dos músculos estudados, nos exercícios com superfície estável, estão descritas nas tabelas 16 e 17. Durante a realização dos três exercícios com superfície estável, os valores de RMS normalizado dos músculos bíceps do braço, tríceps do braço, peitoral maior e porção posterior do músculo deltóide apresentaram excelente confiabilidade ($ICC \geq 0,75$). Entretanto, os dois últimos músculos apresentaram valor de confiabilidade menor durante o exercício *wall-press* realizado a 80% da carga máxima (ICC 0,71 e 0,69).

Os valores de RMS normalizados dos músculos serrátil anterior e porção superior do trapézio apresentaram boa confiabilidade nos exercícios realizados com superfície estável ($ICC \geq 0,52$), exceto para os valores do músculo serrátil anterior no exercício *wall-press* realizado a 100% da carga máxima (ICC 0,82). Já os valores de RMS normalizados da porção anterior do músculo deltóide apresentaram excelente confiabilidade na realização dos exercícios *push-up* e *bench-press* ($ICC \geq 0,83$) e boa confiabilidade no exercício *wall-press* (ICC 0,63-0,68). Os valores obtidos pela célula de carga (APENDICE D) apresentaram excelente confiabilidade inter-dias em todos os exercícios e cargas testadas ($ICC \geq 0,97$). Os valores do coeficiente de variação variaram entre 5,2-21,5% para os valores de RMS normalizados e entre 0,8-1,5% para os valores de célula de carga.

Tabela 16. Valores do coeficiente de correlação intraclass (ICC) para confiabilidade inter-dias e erro padrão da medida (SEM) referente às médias das três medidas consecutivas dos valores de RMS normalizados obtidas nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície estável, no teste e no re-teste.

Músculos	Inter-Dias - Exercícios em Base Estável											
	WP100		WP80		BP100		BP80		PU100		PU80	
	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM
DA	0,63	0,03	0,68	0,02	0,83	0,03	0,87	0,02	0,89	0,02	0,86	0,01
PM	0,83	0,03	0,71	0,02	0,75	0,02	0,80	0,02	0,92	0,01	0,80	0,01
BB	0,88	0,01	0,75	0,01	0,92	0,00	0,98	0,00	0,84	0,01	0,87	0,01
TB	0,95	0,00	0,96	0,00	0,77	0,03	0,92	0,02	0,92	0,02	0,96	0,01
TS	0,52	0,04	0,56	0,03	0,67	0,01	0,71	0,01	0,56	0,02	0,68	0,01
SA	0,82	0,03	0,69	0,02	0,74	0,04	0,67	0,04	0,67	0,03	0,54	0,02
DP	0,79	0,01	0,69	0,01	0,82	0,03	0,78	0,02	0,82	0,02	0,62	0,01

ICC- Coeficiente de Correlação Intraclass; SEM – Erro Padrão da Medida; 100 – exercício realizado com 100% da carga máxima; 80 – exercício realizado com 80% da carga máxima; WP – exercício *wall-press*; BP – exercício *bench-press*; PU – exercício *push-up*; DA - porção anterior do deltóide, PM - peitoral maior, BB - porção longa do bíceps do braço, TB - porção longa do tríceps do braço, TS - porção superior do músculo trapézio, SA - serrátil anterior, DP - porção posterior do deltóide.

Tabela 17. Valores do coeficiente de variação (CV) referente às médias das três medidas consecutivas dos valores de RMS normalizados obtidas nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície estável, no teste e re-teste.

Músculos	Inter-Dias - Exercícios em Base Estável					
	WP100	WP80	BP100	BP80	PU100	PU80
DA	18,6%	20,6%	10,9%	9,6%	18,6%	17,9%
PM	15,2%	15,0%	12,8%	18,6%	19,3%	18,6%
BB	11,7%	9,6%	6,5%	5,2%	10,0%	5,2%
TB	8,1%	9,8%	10,2%	5,7%	6,0%	5,7%
TS	21,5%	21,4%	9,8%	9,6%	17,7%	9,6%
SA	17,6%	10,8%	11,4%	10,9%	13,3%	10,9%
DP	18,3%	13,1%	10,9%	16,8%	15,0%	16,8%

CV - Coeficiente de variação; 100 – exercício realizado com 100% da carga máxima; 80 – exercício realizado com 80% da carga máxima; WP – exercício *wall-press*; BP – exercício *bench-press*; PU – exercício *push-up*; DA - porção anterior do deltóide, PM - peitoral maior, BB - porção longa do bíceps do braço, TB - porção longa do tríceps do braço, TS - porção superior do músculo trapézio, SA - serrátil anterior, DP - porção posterior do deltóide.

As confiabilidades interdias (teste-re-teste) dos valores de *fenv* normalizados dos músculos estudados, nos exercícios com superfície instável, estão descritas nas tabelas 18 e 19.

Os valores de *fenv* normalizados do músculo deltóide porção anterior e bíceps do braço apresentaram excelente confiabilidade ($ICC \geq 0,75$) para todos os exercícios. No entanto, no exercício *bench-press*, os valores de amplitude do músculo bíceps do braço apresentaram boa confiabilidade ($ICC\ 0,68-0,72$). Os valores de *fenv* normalizados do músculo peitoral maior apresentaram boa confiabilidade nos exercícios *push-up* e *wall-press* ($ICC\ 0,49-0,70$) e excelente confiabilidade no exercício *bench-press* ($ICC \geq 0,80$).

Os valores de *fenv* normalizados dos músculos serrátil anterior e trapézio porção superior apresentaram diferentes níveis de confiabilidade nos exercícios estudados. Os valores de *fenv* normalizados do músculo serrátil anterior apresentaram de boa a excelente confiabilidade ($ICC\ 0,46-0,85$), do mesmo modo para os valores referentes a porção superior do músculo trapézio ($ICC\ 0,43-0,80$).

Contudo, uma menor confiabilidade foi observada nos valores de *fenv* normalizados dos músculos tríceps do braço e da porção posterior do músculo deltóide. Ambos apresentaram confiabilidade variando de pobre a excelente nos três exercícios ($ICC\ 0,06-0,77$). Os valores da célula de carga (APENDICE D) apresentaram excelente confiabilidade ($ICC \geq 0,98$). Os valores do coeficiente de variação obtidos estiveram entre 6,7 e 22% para os valores de *fenv* normalizados e entre 0,8 e 3,6% para os valores de célula de carga.

Tabela 18. Valores do coeficiente de correlação intraclassa (ICC) para confiabilidade inter-dias e erro padrão da medida (SEM) referente às médias das três medidas consecutivas dos valores de *fenv* normalizados obtidas nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície instável, no teste e re-teste.

Músculos	Inter-Dias - Exercícios em Base Instável											
	WP100		WP80		BP100		BP80		PU100		PU80	
	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM	ICC	SEM
DA	0,77	0,01	0,81	0,01	0,73	0,01	0,81	0,01	0,78	0,01	0,90	0,00
PM	0,50	0,02	0,49	0,01	0,81	0,02	0,80	0,02	0,70	0,02	0,70	0,01
BB	0,85	0,00	0,82	0,00	0,68	0,01	0,72	0,00	0,88	0,01	0,69	0,01
TB	0,24	0,01	0,14	0,02	0,46	0,03	0,93	0,03	0,85	0,02	0,74	0,02
TS	0,54	0,02	0,57	0,01	0,80	0,01	0,66	0,01	0,43	0,02	0,44	0,01
SA	0,78	0,01	0,62	0,01	0,85	0,01	0,68	0,02	0,46	0,04	0,83	0,01
DP	0,77	0,00	0,36	0,00	0,74	0,02	0,62	0,01	0,06	0,04	0,38	0,02

ICC- Coeficiente de Correlação Intraclassa; SEM – Erro Padrão da Medida; 100 – exercício realizado com 100% da carga máxima; 80 – exercício realizado com 80% da carga máxima; WP – exercício *wall-press*; BP – exercício *bench-press*; PU – exercício *push-up*; DA - porção anterior do deltóide, PM - peitoral maior, BB - porção longa do bíceps do braço, TB - porção longa do tríceps do braço, TS - porção superior do músculo trapézio, SA - serrátil anterior, DP - porção posterior do deltóide.

Tabela 19. Valores do coeficiente de variação (CV) referente às médias das três medidas consecutivas dos valores de *fenv* normalizados obtidas nos registros eletromiográficos dos exercícios em superfície instável, no teste e re-teste.

Músculos	Inter-Dias - Exercícios em Base Instável					
	WP100	WP80	BP100	BP80	PU100	PU80
DA	7,7%	17,6%	13,2%	14,9%	11,5%	10,3%
PM	15,0%	18,6%	9,9%	10,3%	13,1%	14,0%
BB	15,2%	13,7%	14,9%	10,9%	12,1%	14,2%
TB	17,1%	18,8%	7,6%	14,3%	6,7%	8,7%
TS	17,1%	16,6%	8,9%	12,6%	14,9%	13,3%
SA	7,6%	13,7%	10,7%	22,0%	15,3%	12,3%
DP	8,5%	9,8%	9,5%	19,0%	18,8%	12,9%

CV - Coeficiente de variação; 100 – exercício realizado com 100% da carga máxima; 80 – exercício realizado com 80% da carga máxima; WP – exercício *wall-press*; BP – exercício *bench-press*; PU – exercício *push-up*; DA - porção anterior do deltóide, PM - peitoral maior, BB - porção longa do bíceps do braço, TB - porção longa do tríceps do braço, TS - porção superior do músculo trapézio, SA - serrátil anterior, DP - porção posterior do deltóide.

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a confiabilidade intra-dia e inter-dias dos valores de amplitude eletromiográfica dos músculos da cintura escapular e braço durante a realização de exercícios de cadeia cinética fechada com superfície estável e instável para o membro superior.

Os resultados deste estudo mostraram excelente confiabilidade intra-dia ($ICC \geq 0,75$) dos valores normalizados de RMS e *fenv* para os exercícios realizados com superfície estável e instável. A confiabilidade inter-dias dos valores normalizados de RMS apresentou índices bons ($ICC 0,52-0,74$) e excelentes ($ICC \geq 0,75$), durante os exercícios com superfície estável. Contudo, os valores normalizados da *fenv* apresentaram menor confiabilidade. Os índices de confiabilidade variaram entre pobre ($ICC < 0,40$) e excelente ($ICC \geq 0,75$), nos exercícios com superfície instável.

Diversos estudos que avaliaram a confiabilidade dos valores de amplitude eletromiográfica têm atribuído a alta variabilidade da medida à imprecisão no reposicionamento dos eletrodos nos diferentes dias (ZAKARIA; KRAMER; HARBURN, 1996; NG et al., 2003; MATHUR; ENG; MacINTYRE; 2005). Kollmitzer, Ebenbichler e Kopf (1999) relataram em seu estudo que os valores de RMS dos músculos do quadríceps da coxa em contrações isométricas, apresentaram melhores índices de confiabilidade intra-dia, comparados à confiabilidade inter-dias.

Pequenas alterações do posicionamento dos eletrodos são capazes de influenciar significativamente os valores de amplitude do sinal, bem como sua reprodutibilidade (JENSEN; VASSELJEN; WESTGAARD, 1996), isso ocorre, pois, a localização do eletrodo em relação ao ponto motor e junção miotendínea, bem como a quantidade de fibras

musculares cobertas pelo eletrodo, podem alterar a amplitude e características de frequência do sinal detectado (DE LUCA, 1997).

Outros fatores têm sido descritos como responsáveis por influenciar a variabilidade do sinal eletromiográfico, sendo eles a estrutura e geometria do eletrodo, propriedades fisiológicas, anatômicas e bioquímicas do músculo, tipo tarefa realizada e a quantidade de carga empregada (DE LUCA, 1997; FARINA; MERLETTI; ENOKA, 2004). Os resultados do presente estudo sugerem que a confiabilidade dos valores de amplitude eletromiográfica tenha sofrido influência desses fatores.

No entanto, o reposicionamento dos eletrodos e as diferentes estratégias do recrutamento de unidades motoras tiveram maior influência sobre a confiabilidade do sinal, visto que as tarefas realizadas se mantiveram constantes, assim como o tipo de contração, a quantidade de carga realizada e os instrumentos utilizados para o registro.

Outro achado importante na literatura relaciona os diferentes graus de esforço requerido em determinadas tarefas às variações dos índices de confiabilidade. Kollmitzer, Ebenbichler e Kopf (1999), assim como, Yang e Winter (1983), relataram melhores níveis de confiabilidade dos valores de amplitude eletromiográficas durante contrações submáximas (50% CVIM), quando comparadas às contrações máximas (100%). Esses resultados sugerem a dificuldade de se determinar o verdadeiro valor máximo e a contribuição dessa imprecisão da medida da máxima força para a grande variabilidade do sinal EMG em contrações máximas (NG et al. 2003).

No entanto, os resultados encontrados no presente estudo, demonstraram níveis de confiabilidade similares entre os registros feitos a 80% e 100% da carga máxima nos três exercícios. Esses achados concordam com os encontrados por Ollivier et al. (2005), que ao avaliar a confiabilidade dos valores de RMS do músculo bíceps do braço em contrações

isométricas submáximas (80% CVIM) e máximas (100% CVIM), também encontraram semelhantes graus de confiabilidade.

Esses resultados indicam que a confiabilidade dos valores de amplitude eletromiográfica não sofreu influência das cargas empregadas em nosso estudo e no realizado por Ollivier et al. (2005), sugerindo, portanto, que os níveis de carga muito próximos apresentam semelhantes graus de confiabilidade, e que provavelmente a confiabilidade possa ser influenciada por níveis de cargas mais distintos, como indica o estudo de Kollmitzer, Ebenbichler e Kopf (1999) e Yang e Winter (1983).

O presente estudo parece concordar com grande parte dos estudos existentes na literatura que têm avaliado a confiabilidade dos valores de amplitude eletromiográfica, tendo eles avaliado contrações isométricas dos músculos dos membros inferiores (ZAKARIA; KRAMER; HARBURN, 1996; RAINOLDI et al., 2001; MATHUR; ENG; MacINTYRE; 2005), membros superiores (RAINOLDI et al., 1999; ROE et al., 2005) e músculos do tronco (NARGOL et al., 1999; ARNALL et al., 2002; NG et al., 2003).

Por outro lado, apesar dos nossos resultados concordarem com os autores citados acima, acreditamos não ser relevante à comparação direta entre os seus e nossos resultados, tendo em vista as várias diferenças metodológicas existentes entre eles. Primeiramente, grande parte desses estudos avaliou a confiabilidade da amplitude EMG durante contrações sustentadas por períodos maiores que o analisado no presente estudo, com o objetivo de avaliar a fadiga muscular. Além disso, foram avaliadas as confiabilidades eletromiográficas de isolados músculos ou grupos musculares durante tarefas específicas para os mesmos, classificadas como cadeia cinética aberta.

Portanto, para melhor fidedignidade dos resultados, devem ser feitas comparações entre estudos que apresentem procedimentos similares, ou seja, deve se comparar então, os

achados do presente estudo, com resultados de trabalhos que tenham avaliado a confiabilidade dos valores de amplitude eletromiográfica em tarefas classificadas como de cadeia cinética fechada.

Apenas um estudo investigou a confiabilidade dos valores de amplitude EMG durante exercícios de cadeia cinética fechada para membro superior. Lear e Gross (1998) registraram os valores da integral do sinal eletromiográficos dos músculos estabilizadores da escápula (músculo serrátil anterior, trapézio fibras inferiores e superiores) durante três condições diferentes do exercício *push-up*. Foram realizados, dinamicamente, os exercícios *push-up*, *push-up* com os pés elevados e *push-up* com as mãos apoiadas em um mini-trapolim, o qual proporcionou uma superfície instável.

Similar ao presente estudo, observou-se excelentes níveis de confiabilidade intra-dia para os músculos serrátil anterior e trapézio fibras superiores. No entanto, o mesmo não pode ser observado para valores de confiabilidade inter-dias, uma vez que Lear e Gross (1998) registraram bons a excelentes níveis de confiabilidade da amplitude eletromiográfica dos músculos serrátil anterior (ICC 0,56-0,80) e trapézio fibras superiores (ICC 0,75-0,99) durante o exercício *push-up* realizado com superfície estável e boa e baixa confiabilidade para os registros eletromiográficos das fibras superiores do músculo trapézio (ICC 0,63) e do serrátil anterior (ICC 0,01) no *push-up* realizado sobre o mini-trapolim (superfície instável). Diferente do achados de Lear e Gross (1998), o presente estudo encontrou bons níveis de confiabilidade (ICC 0,43-0,68) inter-dias destes músculos, exceto para o músculo serrátil anterior no *push-up* instável realizado a 80% da carga máxima (ICC 0,83).

As divergências existentes entre ambos os estudos, podem ser justificadas por diferenças metodológicas adotadas pelos pesquisadores. Dentre elas pode-se destacar o fato do estudo de Lear e Gross (1998) ter analisado contrações dinâmicas. As contrações

isotônicas podem apresentar maior variabilidade em relação às contrações isométricas, devido à variação no número de fibras musculares e unidades motoras ativas presentes no volume de captação, assim como as múltiplas possibilidades de combinação na frequência de disparos das unidades motoras (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). Além desses, o controle de alguns fatores importantes como: o controle das amplitudes e da velocidade dos movimentos, bem como o controle da carga exercida durante os exercícios, não foi descrito pelos autores.

Como justificativa para variação da atividade EMG no re-teste em relação ao teste, Lear e Gross (1998) sugerem que a confiabilidade dos valores de amplitude EMG tenha sido afetada não só por diferenças na recolocação dos eletrodos, mas também pela familiarização dos voluntários com os exercícios devido às várias repetições. Os autores descrevem que os voluntários relataram “maior facilidade” para a realização dos exercícios no re-teste. Os autores sugerem ainda que os índices de confiabilidade dos valores eletromiográficos tenham sido afetados durante os exercícios com superfície instável, devido à instabilidade gerada exigir uma resposta diferente de ativação muscular para cada sujeito, a cada repetição.

No presente estudo, apesar de alguns voluntários também terem relatado de “maior facilidade” para a realização dos exercícios no re-teste, não foi possível observar diminuição dos níveis de amplitude EMG dos músculos entre os dois dias de coleta de dados, exceto para a porção superior do músculo trapézio durante o exercício *push-up* realizado a 100% ($p = 0,02$). Além disso, o fato de realizar o exercício em uma superfície instável não afetou a confiabilidade dos valores de amplitude eletromiográfica desses músculos.

Pode-se observar no presente estudo, que os diferentes exercícios de CCF estudados afetaram de maneira significativa a confiabilidade dos registros eletromiográficos dos músculos estabilizadores da escápula, visto que no exercício *bench-press* os valores de amplitude eletromiográfica dos músculos serrátil anterior e porção superior do trapézio apresentaram melhores níveis de confiabilidade (ICC 0,67-0,85 e CV 9,6-11,4%) quando comparados aos exercícios *wall-press* (ICC 0,52-0,82 e CV 10,8-21,5%) e *push-up* (ICC 0,43-0,83 e CV 9,6-17,7%). Estes resultados mostram que o posicionamento do sujeito em decúbito dorsal com a escápula apoiada sobre a maca, portanto estabilizada contra o gradil costal na execução *bench-press* pelo peso do tronco, propiciou uma maior confiabilidade teste-re-teste dos registros, quando comparada aos exercícios onde a escápula precisa ser estabilizada pela ação muscular, os exercícios *wall-press* e *push-up*, nos quais a escápula não se encontra apoiada a nenhum equipamento ou acessório, exigindo, portanto maior estabilização dinâmica, principalmente dos músculos serrátil anterior e trapézio fibras superiores (LUDEWIG et al., 2004).

Diferente do observado nos músculos estabilizadores, a confiabilidade dos valores de amplitude eletromiográfica da porção posterior do músculo deltóide parece ter sido afetada negativamente pela realização dos exercícios em base instável, principalmente no exercício *push-up* (ICC 0,06-0,38). Uma explicação para essa observação é o fato da porção posterior do músculo deltóide, juntamente com o músculo infra-espinhoso, desenvolver importante papel na estabilização da cintura escapular em exercícios com descarga de peso unilateral no membro superior, pois são responsáveis pelo equilíbrio da cintura escapular, controlando e prevenindo a excessiva depressão do ombro contralateral, mantendo o alinhamento do tronco em paralelo ao solo (UHL et al., 2003). Assim, a menor confiabilidade observada para a porção posterior do músculo deltóide no exercício *push-up*

em base instável pode ser atribuída a maior necessidade de ativação desta porção necessária a estabilização do tronco e da glenoumeral em uma condição de apoio unilateral somada a variação inesperada da direção da carga axial imposta ao membro superior causada pela base instável, exigindo assim de cada voluntário uma resposta neuromuscular diferente.

Os valores de confiabilidade do sinal eletromiográfico da porção clavicular do músculo peitoral maior também sofreram influência do tipo de superfície na qual foram realizados os exercícios em CCF estudados. Durante a realização dos exercícios com superfície estável os valores de amplitude eletromiográfica do músculo peitoral maior apresentaram excelente confiabilidade. Já nos exercícios com superfície instável esses níveis de confiabilidade somente foram mantidos no exercício *bench-press*, enquanto que nos exercícios *wall-press* e *push-up* a confiabilidade se mostrou boa.

Esta característica semelhante de variação da confiabilidade da amplitude eletromiográfica da porção clavicular do músculo peitoral maior e da porção posterior do deltóide, de acordo com a base de suporte utilizada nos exercícios, pode ser explicada pelo fato dessas porções musculares serem consideradas um par agonista-antagonista, que atuam de forma simultânea (co-contração) na articulação glenoumeral (GRIBBLE; OSTRY, 1998). Portanto, o músculo peitoral maior, assim como a porção posterior do deltóide, também é responsável pelo controle e estabilização da cintura escapular mantendo o alinhamento do tronco durante os exercícios em apoio unilaterial. A co-contração muscular representa uma das estratégias do sistema nervoso central (SNC) para aumentar, de forma dinâmica, a fixação de posições articulares ou a “*stiffness*” articular, promovendo então maior estabilidade articular (PELLAND; McKINLEY, 2004; DAMIANO et al., 2000), assim como para garantir a manutenção da postura sobre superfícies com condições de carga instável (DAMIANO et al., 2000).

Outros músculos que tiveram sua confiabilidade dos valores EMG afetados pela realização dos exercícios com superfície instável, foram as porções longas dos músculos tríceps e bíceps do braço. Os valores de RMS normalizados do músculo tríceps do braço porção longa apresentaram excelente confiabilidade para os três exercícios realizados com superfície estável ($ICC \geq 0,77$). Já os valores de *fenv* normalizados apresentaram baixos níveis de confiabilidade para o exercício *wall-press* ($ICC\ 0,14-0,24$) e bons e excelentes níveis de confiabilidade para os exercícios *bench-press* ($ICC\ 0,46-0,93$) e *push-up* ($ICC\ 0,74-0,85$). Os valores de RMS normalizados do músculo bíceps apresentaram excelente confiabilidade ($ICC\ 0,75-0,98$) para todos os exercícios realizados com superfície estável. Enquanto que os valores de *fenv* apresentaram índices de confiabilidade variando entre bom e excelente ($ICC\ 0,68-0,88$).

Os resultados sugerem, portanto, que a superfície instável tenha influenciado de forma negativa a confiabilidade dos valores de amplitude eletromiográfica das porções longa dos músculos tríceps e bíceps do braço, porção posterior do deltóide e porção clavicular do músculo peitoral maior, uma vez que o desequilíbrio proporcionado pela bola terapêutica ocorreu de maneira aleatória e, portanto não pode ser controlado entre as coletas, exigindo assim de cada voluntário uma resposta neuromuscular diferente para cada tarefa.

Contrariando as características observadas para os níveis de confiabilidade dos valores de amplitude de ativação dos outros músculos estudados anteriormente, a amplitude da porção anterior do músculo deltóide apresentou melhores índices de confiabilidade no exercício *wall-press* realizado com superfície instável ($ICC\ 0,77-0,81$) em comparação aos da superfície estável ($ICC\ 0,63-0,68$). Esses resultados sugerem que os fatores que afetaram a confiabilidade dos valores de amplitude das porções clavicular do músculo peitoral maior,

posterior do deltóide e cabeça longa do tríceps, não foram capazes de influenciar a amplitude de ativação da porção anterior do deltóide. Fatores estes que podem ser biomecânicos, como uma menor influência dessa porção na estabilização da articulação em posição de flexão anterior com carga axial característica do *wall-press*, associada a um maior número de deslocamentos do membro superior sobre a bola de direção látero-laterais em comparação aos de direção súpero-inferior, capazes de influencia a ativação da porção anterior do músculo deltóide mais especificamente. Assim, estudos futuros poderão considerar a influência da direção do deslocamento do membro superior na confiabilidade das variáveis de amplitude eletromiográficas.

Assim como, os resultados encontrados através do ICC, os valores do CV confirmaram a tendência de menor variação entre os dados intra-dia (CV 1,8-12,5%), em relação aos dados inter-dias (CV 5,2-22,5%), para ambas as variáveis analisadas. Brox et al. (1997) analisaram a confiabilidade dos valores da integral do sinal eletromiográfico bruto dos músculos infraespinhoso, supraespinhoso, porções medial do deltóide e superior do trapézio, em contrações isométricas voluntárias máximas (CVIM) de abdução do braço. Foi avaliada também a confiabilidade dos valores de força gerada durante essas contrações. Similar ao presente estudo, foram encontrados valores de CV intra-dia entre 6 e 15% e CV inter-dias entre 16 e 27% para os valores de integral EMG.

Entretanto, os resultados encontrados no presente estudo discordam dos encontrados por Araújo et al. (2000), que relataram, altos níveis de variabilidade dos valores de amplitude eletromiográfica. Estes autores avaliaram através do CV a intra-variabilidade e inter-variabilidade dos valores de RMS do músculo tibial anterior durante CVIMs. Foram realizados seis registros eletromiográficos de contrações dos músculos tibial anterior das pernas direita e esquerda, divididos em dois procedimentos diferentes. No primeiro, três

contrações consecutivas do músculo do membro direito e três do membro esquerdo foram avaliadas (intra-variabilidade) e no segundo procedimento, as contrações foram realizadas de forma alternada entre os membros, sendo o eletrodo recolocado várias vezes (inter-variabilidade). Os valores de CV variaram entre 8 e 34% para as contrações registradas em seqüência, mantendo o eletrodo no mesmo posicionamento. Já as contrações alternadas, em que o posicionamento do eletrodo foi modificado, os valores de CV apresentaram-se entre 11 e 46%. Nesse estudo, os sujeitos foram instruídos a realizar contrações máximas, no entanto, a força produzida não foi controlada durante as contrações, podendo então ter contribuído para a alta variabilidade observada. Além disso, a presença de um *feedback* ou encorajamento verbal tem sido considerada importante para a melhora da performance durante contrações voluntárias máximas (PEACOCK et al., 1981; NG et al., 2003). No entanto, Araújo et al, (2000) não relatam ter usado qualquer estratégia de encorajamento verbal ou feedback para reforçar a motivação dos voluntários em realizar esforços máximos. Diferenças metodológicas observadas nos procedimentos adotados no presente estudo com relação ao estudo de Araújo et al. (2000), assim como o número da amostra (9 sujeitos), podem justificar a divergência dos resultados relativos ao coeficiente de variação dos valores de amplitude eletromiográfica.

Em geral, este estudo confirmou a influência de uma somatória de fatores sobre a confiabilidade dos valores da amplitude eletromiográfica dos músculos estudados. No entanto, nossos resultados apontam dados importantes, tais como, que a confiabilidade dos valores de amplitude dos músculos estudados, foi influenciada pela instabilidade gerada pela bola terapêutica, porém as diferenças mecânicas existentes entre os exercícios utilizados parecem ter influenciado de forma mais significativa à confiabilidade da

eletromiografia de determinados músculos, isso, pois os diferentes posicionamentos entre um exercício e outro favoreceram sua confiabilidade.

Outro dado importante é o fato de não ter ocorrido diferença na confiabilidade dos valores de eletromiografia devido à diferença entre as cargas aplicadas, sugerindo, portanto que durante exercícios de cadeia cinética fechada a variabilidade do sinal EMG em cargas máximas e muito próximas da máxima, é muito parecida. Outro dado que chama atenção, é relação entre os níveis de atividade muscular registrados e as cargas aplicadas durante os exercícios, ou seja, apesar de se realizar os exercícios a 100% e 80% da carga máxima, os níveis de atividade eletromiográfica registrados podem ser considerados mínimos e moderados, segundo classificação de Kelly et al. (2002).

Por fim, nossos dados podem contribuir para o desenvolvimento de atividades clínicas e para a realização de futuras pesquisas. Pois com o conhecimento do comportamento da confiabilidade dos músculos estudados e dos fatores que à influenciaram durante a realização de determinados exercícios, pode-se futuramente avaliar tanto a eficácia, quanto a evolução de programas de reabilitação para membro superior, que utilizem os exercícios de cadeia cinética fechada aqui estudados.

CONCLUSÕES

7. CONCLUSÕES

Os resultados do presente estudo demonstraram que nestas condições experimentais, a confiabilidade dos valores normalizados de amplitude eletromiográfica dos músculos avaliados apresenta índices melhores nos dados colhidos em um mesmo dia, em relação aos colhidos em diferentes dias. Além disso, durante a realização dos exercícios com base estável, os valores de amplitude dos músculos estudados, apresentaram melhores índices de confiabilidade. Já os níveis de carga empregados (80 e 100%) durante os exercícios não apresentaram diferenças em relação aos níveis confiabilidade. No entanto, os resultados sugerem que a confiabilidade dos valores de amplitude dos músculos avaliados sofreu influência da mecânica e do posicionamento de determinados exercícios, além da instabilidade proporcionada pela bola terapêutica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AARAST, A. A.; VEIEROD, M. B.; LARSEN, S.; ORTENGREN, R.; RO, A. Reproducibility and stability of normalized EMG measurements on musculus trapezius. **Ergonomics**, v. 39 (2), p. 171-85, 1996.

ARAÚJO, R. C.; DUARTE, M.; AMADIO, A. C. On the inter and intra-subject variability of the electromyographic signal in isometric contractions. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, v. 40, p. 225-29, 2000.

ARNALL, F. A.; KOUMANTAKIS, G. A.; OLDHAM, J. A.; COOPER, R. G. Between-days reliability of paraspinal muscle fatigue at 40, 50 and 60% levels of maximal voluntary contractile force. **Clin Rehabil**, v. 16(7), p. 761-71, nov. 2002.

BARTKO, J. The intraclass correlation coefficient as a measure of reliability. **Psychol Rep.** v. 19, p. 3-11, 1966.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. **Muscles alive: Their functions revealed by electromyography**. 5ª Edição. Baltimore, Md: Williams & Wilkins, 1985.

BIEDERMANN, H. J. A method for assessing the equivalence of repeated measures of muscle fatigue rates estimated from EMG power spectrum analysis. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 1, p. 288-292, 1991.

BLACKARD, D. O.; JENSEN, R. L.; EBBEN, W. P. Use of the EMG analysis in challenging kinectic chain terminology. **Med Sci Sports Exerc**, v. 31(3) p. 443-448, 1999.

BLAND, J.; ALTMAN, D. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. **Lancet**, v. 8, p. 307-310, 1986.

BROX, J. I.; ROE, C.; SAUGEN, E.; VOLLESTAD, N. K. Isometric abduction muscle activation in patients with rotator tendinosis of the shoulder. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 78, p. 1260-1267, 1997.

COWAN, S. M.; BENNELL, K. L.; HODGES, P. W. The test-retest reliability of the onset of concentric and eccentric vastus medialis obliquus and vatus lateralis electromyographic activity in a stair stepping task. **Phys Ther Sport**, v. 1, p. 129-136, 2000.

CURRIER, D. P. **Elements of research in physical therapy**. 3ª ed. Baltimore: Willians and Wilkins, 1990.

DAMIANO, D. L.; MARTELLOTA, T. L.; SULLIVAN, D. J.; GRANATA, K. P.; ABEL, M. F. Muscle force production and functional performance in spatic cerebral palsy: Relationship of cocontraction. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 81, p. 895-900, 2000.

- DANKAERTS, W.; O'SULLIVAN, P. B.; BURNETT, A. F.; STRAKER, L. M.; DANNEELS, L. A. Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and submaximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 14, p. 333-42, 2004.
- DANNEELS, L. A.; CAGNIE, B. J.; COOLS, A. M.; VANDERSTRAETEN, G. G.; CAMBIER, D. C.; WITVROUW, E. E.; CUYPER, H. J. Intra-operator and inter-operator reliability of surface electromyography in the clinical evaluation of back muscles. **Man Ther**, v. 6(3), p. 145-53, 2001.
- DEDERING, A.; HJELMSATER, M. R.; ELFVING, B.; HARMS-RINGDAHL, K.; NEMETH, G. Between-days reliability of subjective and objective assessments of back extensor muscle fatigue in subjects without lower-back pain. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 10, p. 151-158, 2000.
- DELUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **J Appl Biomech**, v. 13, p. 135-163, 1997.
- DENEGAR, C.; BALL, D. Assessing reliability and precision of measurement: An introduction to intraclass correlation and standard error of measurement. **J Sports Rehabil**, v. 2, p. 35-42, 1993.
- DILLMAN, C. J.; MURRAY, T.A.; HINTERMEINSTER, R. A. Biomechanical differences of the open and closed chain exercises with respect to the shoulder. **J Sports Rehabil**, v. 3, p. 228-38, 1994.
- ELFVING, B.; NEMETH, G.; ARVIDSSON, I.; LAMONTAGNE, M. Reliability of EMG parameters in repeated measurements of back muscle fatigue. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 9, p. 235-43, 1999.
- FALLA, D.; DALL'ALBA, P.; RAINOLDI, A.; MERLETTI, R. Repeatability of surface EMG variables in the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles. **Eur J Appl Physiol**, v. 87, p. 542-549, 2002.
- FARINA, D.; MERLETTI, R.; ENOKA, R. M. The extraction of neural strategies from surface EMG. **J Appl Physiol**, v. 96, p. 1486-1495, 2004.
- FARINA, D.; ZAGARI, D.; GAZZONI, M.; MERLETTI, R. Reproducibility of muscle-fiber conduction velocity estimates using multichannel surface emg techniques. **Muscle Nerve**, v. 29, p. 282-291, 2004.
- FAGARASANU, M.; KUMAR, S. Measurement instruments and data collection: a consideration of constructs and biases in ergonomics research. **Int J Ind Ergon**, v. 30, p. 355-69, 2002.
- FLEISS, R. L. **The design and analysis of clinical experiments**. John Wiley and Sons, New York NY, 1986

- FINUCANE, S. D. G.; RAHEEL, T.; KUES, J.; LAMB, R. L.; MAYHEW, T. P. Reproducibility of electromyographic recording of submaximal concentric and eccentric muscle contractions in humans. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, v. 109, p. 290-96, 1998
- GRANATA, K. P.; PADUA, D. A.; ABEL, M. F. Repeatability of surface EMG during gait in children. **Gait Posture**, v. 22(4), p. 346-50, 2005.
- GRAY, G. W. **Chain reaction**: Successful strategies for closed chain testing and rehabilitation. Adrian, MI: Wynn Marketing, 1989.
- GRIBBLE, P.L.; OSTRY, D. J. Independent coactivation of shoulder and elbow muscles. **Exp Brain Res**, v.123(3),p. 355-60, 1998.
- HAGBERG, M. Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise. **J Appl Physiol**, v. 51, p. 1-7, 1981.
- HEIDERSCHEIT, B. C.; RUCINSKI, M. A. Biomechanical and physiologic basis of closed kinetic chain exercises in the upper extremities. **Orthop Phys Ther Clin N Am**, v. 9(2), p. 209-17, 2000.
- HERMES, H.J.; FRERIKS, B.; DISSLHORST-KLUG, C.; RAU, G. European Recommendations for Surface Electromyography – **Results of the SENIAN Project**, 1999.
- HINTERMEINSTER, R. A.; LANGE, G. W.; SCHULTHEIS, J. M.; BEY, M. J.; HAWKINS, R. J. Electromyographic activity and applied load during shoulder rehabilitation exercises using elastic resistance. **Am J Sports Med**, v. 26(2), p 210-220, 1998.
- JENSEN, C.; VASSELJEN, O.; WESTGAARD, R. H. Estimating maximal EMG amplitude for trapezius muscle: On the optimization of experimental procedure and electrode placement for improved reliability and increased signal amplitude. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 6(1), p. 51-58, 1996.
- KEATING, J. Unreliable inferences from reliable measurements. **Aust J Physiother**. v. 44, p. 5-10, 1998.
- KELLIS, E. Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity. **Sports Med**. v. 25(1), p.37-62, 1998.
- KELLY, B. T. et al. Current research on Muscle activity about the Shoulder. **Instr. CoursLect.**, v. 4, p. 53-66, 1997.
- KELLY, B.T.; BACKUS, S.I.; WARREN, R.F; WILLIAMS, R.J; Electromyographic analysis and phase definition of the overhead football throw, **Am. J. Sports Med.** 30 837-844, 2002

- KOLLMITZER, J.; EBENBICHLER, G.; KOPF, A. Reliability of surface electromyographic measurements. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 110(4), p. 725-34, 1999.
- LARSSON, B.; MANSSON, B.; KARLBERG, C.; SYVERTSSON, P.; ELERT, J.; GERDLE, B. Reproducibility of surface EMG variables and peak torque during three sets of ten dynamic contractions. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 9, p. 351-57, 1999.
- LARSSON, B.; KARLSSON, S.; ERIKSSON, M.; GERDLE, B. Test-retest reliability of EMG and peak torque during repetitive maximum concentric knee extensions. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 13, p. 281-87, 2003.
- LEAR, L. J.; GROSS, M. T. An electromyographical analysis of the scapular stabilizing synergists during a push-up progression. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 28(3), p. 146-57, 1998.
- LEHMAN, G. J.; MCGILL, S. M. The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: A proof of principle. **J Manipulative Physiol Ther**, v. 22(7), p. 444-6, 1999.
- LEPHART, S. M.; HENRY, T. J. The Physiological Basis for Open and Closed Chain Rehabilitation for the Upper Extremity. **J Sports Rehabil**, v. 5, p. 71-87, 1996.
- LUDEWIG, P. M.; COOK, T. M. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. **Phys Ther**, v. 80(3), p. 276-291, 2000.
- LUDEWIG, P. M.; HOFF, M. S.; OSOWSKI, E. E.; MESCHKE, S. A.; RUNDQUIST, P. J. Relative balance of serratus anterior and upper trapezius muscle activity during push-up exercises. **Am J Sports Med**, v. 32(2), p. 484-93, 2004.
- MARTHUR, S.; ENG, J. J.; MACINTYRE, D. L. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 15, p. 102-110, 2005.
- McMULLEN, J.; UHL, T. L. A kinetic chain approach for shoulder rehabilitation. **J Athletic Training**, v. 35(3), p. 329-337, 2000.
- NACIRI, M. V.; HOPPELER, H.; KAYSER, B.; LANDONI, L.; CLAASSEN, H.; GAVARDI, C.; CONTI, M.; CERRETELLI, P. Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 months strength training. **Acta Physiol Scand**, v. 157, p. 175-86, 1996.
- NARGOL, A. V. F.; JONES, A. P.; KELLY, P. J.; GREENOUGH, C. G. Factors in the reproducibility of electromyographic power spectrum analysis of lumbar paraspinal muscle fatigue. **Spine**, v. 24(9), p. 883-888, 1999.

NG, J. K. F.; PARNIANPOUR, M.; KIPPERS, V.; RICHARDSON, C. A. Reliability of electromyographic and torque measures during isometric rotation exertions of the trunk. **Clin Neurophysiol**, v. 114, p. 2355-2361, 2003.

OLLIVIER, K.; PORTERO, P.; MAISETTI, O.; HOGREL, J. Repeatability of surface EMG parameters at various isometric contraction levels and during fatigue using bipolar and Laplacian electrode configurations. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 15(5), p. 466-73, 2005.

PANARIELLO, R. A. The closed kinetic chain in strength training. **Natl Strenght & Cond Assoc J**, v.13(1), p. 29-33, 1991.

PEACH, J. P.; GUNNING, J.; MCGILL, S. M. Reliability of spectral EMG parameters of healthy back extensors during submaximal isometric fatiguing contractions and recovery. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 8, p. 403-410, 1998.

PELLAND, L.; MCKINLEY, P. A pattern recognition technique to characterize the differential modulation of co-activating muscles at the performer/environment interface. **J Electromyogr Kinesiol.**, v.14(5),p. 539-54, 2004.

RAINOLDI, A.; GALARDI, G.; MADERNA, L.; COMI, G.; LO CONTE, L.; MERLETTI, R. Repeatibility of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 9, p. 105-119, 1999.

RAINOLDI, A.; BULLOCK-SAXTON, J.E.; CAVARRETTA, F.; HOGAN, N. Repeatability of maximal voluntary force and of surface EMG variables during voluntary isometric contraction of quadriceps muscles in healthy subjects. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 11, p. 425-38, 2001.

RAU, G.; DISSELHORST-KLUG, C.; SILNY, J. Noninvasive approach to motor unit characterization: muscle structure, membrane dynamics and neuronal control. **J Biomech.** V. 30(5), p. 441-6, 1997.

RIVERA, J. Open Versus Closed Kinetic Chain Rehabilitation of the Lower Extremity: A Funcional and Biomechanical Analysis. **J Sports Rehabil**, v. 3, p. 154-167, 1994.

ROE, C.; STEINGRIMSDOTTIR, O. A.; KNARDAHL, S.; BAKKE, E. S.; VOLLESTAD, N. K. Long-term repeatability of force, endurance time and muscle activity during isometric contractions. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 3, jun, 2005.

ROTHSTEIN, R.M. **Measurement and Clinical Practice: Theory and Application**, in Measurement in Physical Therapy. Churchill Livingstone, New York, **1985**.

SLEIVERT, G.; WENGER, H. Reliability of measuring isometric and isokinetic peak torque, rate of torque development, integrated electromyography, and tibial nerve conduction velocity. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 75, p.1315–1321, 1995.

- SODEBERG, G. L.; KNUSTON, L. M. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. **Phys Ther**, v. 80 (5), p. 485-98, maio 2000.
- SOLOMONOW, M.; BARATTA, R.; SHOJI, H.; D'AMBROSIA, R. The EMG-force relationships of skeletal muscle; dependence on contraction rate, and motor units control strategy. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, v. 30(3), p. 141-52, 1990.
- STEINDLER, A. **Kinesiology of the human body**. Springfield, IL: Chales C Thomas, 1955.
- STOKDIJK, M.; BEIGSTRAATAN, M.; ORMEL, W.; BOER, Y.; VEEGER, H.; ROZING, P. Determining the optimal flexion-extension axis of the elbow in vivo – a study of interobserver and intraobserver reliability. **J Biomech**, v. 33, p. 1139-1145, 2000,
- UHL, T. L.; CARVER, T. J.; MATTACOLA, C. G.; MAIR, S. D.; NITZ, A. J. Shoulder musculature activation during upper extremity weigth-bearing exercise. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 33, p. 109-117, 2003.
- WILK, K. E.; ARRIGO, C. A.; ANDREWS, J. R. Closed an open kinetic chain exercise for the upper extremity. **J Sports Rehabil**, v.5, p. 88-102, 1996.
- YANG, J.F.; WINTER, D.A. Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 64(9), p. 417-20, 1983.
- ZAKARIA, D.; KRAMER, J. F.; HARBURN, K. L. Reliability of non-normalized and normalized integrated EMG during maximal isometric contractions in females. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 6, p. 129-35, 1996.

APÊNDICE A - Ficha de Avaliação

Nome: _____ Data: ____/____/____
 Endereço: _____
 Cidade: _____ Estado: _____ Telefone: _____
 Data de Nascimento: ____/____/____ Profissão: _____ Telefone: _____
 Sexo: ( ) M ( ) F Idade: _____ Cor: _____
 Peso: _____ Kg Altura: _____ cm
 Dominância: ( ) Destro ( ) Canhoto

Prática Atividade Física:

( ) Sim Qual: _____ Frequência semanal: _____
 ( ) Não

História de lesão ou traumas anteriores no complexo do Ombro?

( ) Sim Qual: _____
 ( ) Não

Presença de dor no complexo do ombro? ( ) Sim ( ) Não Local: _____

Presença de dor / desconforto em outra região? ( ) Sim ( ) Não Local: _____

Avaliação da Amplitude de Movimento Passiva (em graus)								
Ombro	D	E	Cotovelo	D	E	Punho Direito	D	E
Flexão			Flexão			Flexão		
Extensão			Extensão			Extensão		
Abdução			Pronação			Desvio Radial		
Rotação E			Supinação			Desvio Ulnar		
Rotação I								

Avaliação da Amplitude de Movimento Ativa (em graus)								
Ombro	D	E	Cotovelo Direito	D	E	Punho Direito	D	E
Flexão			Flexão			Flexão		
Extensão			Extensão			Extensão		
Abdução			Pronação			Desvio Radial		
Rotação E			Supinação			Desvio Ulnar		
Rotação I								

Testes Específicos			
Ombro	Ombro	Cotovelo	Punho
Neer: D ( ) E ( )	Teste do Sulco: D ( ) E ( )	Epicondilite Medial:	Teste de Phalen: D ( ) E ( )
Geber: D ( ) E ( )	Rocwood: D ( ) E ( )	D ( ) E ( )	
Jobe: D ( ) E ( )	Yegarson: D ( ) E ( )	Epicondilite Lateral:	
Hawkins: D ( ) E ( )		D ( ) E ( )	
		Estabilidade Ligamentar:	
		D ( ) E ( )	

Teste de Força Muscular					
Braço	D	E	Braço	D	E
Bíceps Braquial			Trapézio Superior		
Deltóide Anterior			Serrátil Anterior		
Peitoral Maior			Tríceps Braquial		
Punho	D	E	Punho	D	E
Grupo Flexor			Grupo Extensor		

Comprimento do Segmento (cm)					
Braço D	Braço E	Antebraço D	Antebraço E	Mão D	Mão E
cm	cm	cm	cm	cm	cm

Observações:

APÊNDICE B - Testes Irritativos

Neer (teste irritativo para o manguito rotador): A mão esquerda fixa a escápula e mão direita eleva rapidamente o membro superior em flexão anterior (CLARNETTE & MINIACI, 1994).

HawKins (teste irritativo para o manguito rotador e avalia a força do supraespinhoso e infraespinhoso): O membro superior abduzido no plano escapular, rodado internamente O paciente tenta realizar rotação externa enquanto o examinador faz força no sentido oposto (CLARNETTE & MINIACI, 1994).

Jobe: teste que avalia o músculo supraespinhoso. Realizado de maneira comparativa com o lado oposto, o paciente abduz ativamente os braços no plano da escápula, em rotação interna e o examinador faz força em sentido oposto (CLARNETTE & MINIACI, 1994).

Yergason: teste irritativo para o tendão da porção longa do bíceps braquial. O paciente deixa braço aduzido, com o antebraço fletido a 90° e em posição neutra de prono-supinação. A resistência é feita no sentido da supinação do antebraço (CLARNETTE & MINIACI, 1994).

Gerber: analisa a integridade do manguito rotador. O paciente estende o braço em rotação interna e flexão de antebraço. A resistência é feita pelo examinador no sentido da rotação interna do ombro. A integridade muscular permite que o paciente tenha a capacidade de manter a mão afastada da região lombar (CLARNETTE & MINIACI, 1994).

Rockwood: analisa a instabilidade ântero-posterior da gleno-umeral pinçando a cabeça umeral o examinador observa hiperlasticidade, instabilidade, e subluxação.

Do Sulco (para luxação inferior da cabeça do úmero) pinça a região da espinha da escápula e clavícula, e traciona com a outra mão a parte inferior do úmero para baixo (CLARNETTE & MINIACI, 1994).

Teste de Estabilidade Ligamentar do Cotovelo: empregado para analisar a integridade dos ligamentos colaterais medial e lateral do cotovelo. O braço do paciente fica com o antebraço levemente fletido e o terapeuta realiza uma força no sentido medial para analisar a integridade do ligamento colateral medial e vice-versa (CIPRIANO, 1999).

Teste de Cozen: avalia tendinite dos extensores do punho. O cotovelo do paciente é fletido e o punho estendido. É feita uma força no dorso do punho, forçando-o a fletir (CIPRIANO, 1999)

Teste de Epicondilite Medial: avalia a presença de tendinite dos flexores do punho. O cotovelo e o punho do paciente são fletidos. É feita uma força no punho, forçando-o a estender (CIPRIANO, 1999).

Teste de Phalen: avalia a presença de compressão do nervo mediano. Os punhos são fletidos de forma que dorso das mãos fica em contato. Esta posição deve ser mantida durante 1 minuto e a ausência de dor e parestesia indicam ausência da patologia (CIPRIANO, 1999).

APÊNDICE C - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Consentimento formal de participação no estudo intitulado: “Confiabilidade dos valores de amplitude da eletromiografia de superfície durante exercícios para membro superior com carga axial e superfície estável e instável.”

Pesquisador responsável: Rodrigo Cappato de Araújo

Orientadora Responsável: Profa. Dra. Anamaria Siriani de Oliveira.

O objetivo deste trabalho será investigar a confiabilidade entre dias dos valores obtidos pela eletromiografia de superfície (EMG) dos músculos que serão estudados, ou seja captar a atividade dos músculos através da colocação de eletrodos na pele (pequenas placas de metal que não machucam , não causam dor e não dão choque) durante a realização de 3 diferentes exercícios para o membro superior (braço).

Eu _____ RG _____

Abaixo assinado, tendo recebido as informações sobre esta pesquisa, e ciente dos procedimentos e direitos abaixo descritos, concordo em participar.

Estou ciente que farei 3 exercícios usando roupas confortáveis e que os responsáveis pela pesquisa farão marcações em áreas do meu braço para colocar eletrodos, que serão fixados com fita adesiva. Tenho conhecimento de que os pesquisadores depilarão com lâmina de barbear e limparão com álcool minha pele no local de colocação dos eletrodos. Também estou ciente que não serei submetido a nenhum tipo de tratamento sem ter conhecimento ou sem meu consentimento e que a minha participação neste estudo é voluntária podendo me desligar desta pesquisa a qualquer momento sem que isso incorra em qualquer penalidade ou prejuízo à minha pessoa. Tenho conhecimento que não receberei nenhum tipo de auxílio financeiro decorrentes da participação na pesquisa, pois me comprometo a colaborar com o estudo em horários que estiver na universidade, não havendo assim gastos referentes a transporte. Além disso, estou ciente que não existem benefícios diretos para minha pessoa devido à participação nesta pesquisa e que os dados obtidos pelos responsáveis auxiliaram no maior conhecimento a respeito dos exercícios estudados e na investigação de métodos de avaliação fisioterápicos capazes de auxiliar futuramente outros pesquisadores nesta área e os pacientes que vierem a utilizar estes exercícios. Fui informado que este experimento não trará nenhum tipo de desconforto ou risco a minha saúde, no entanto, ocorrendo algum desconforto não previsto ou inusitado durante os exercícios estou ciente que serei prontamente assistido pelos pesquisadores responsáveis e que minha identidade será mantida em sigilo absoluto.

Para questões relacionadas a este estudo, contate:

Profa. Dra. Anamaria Siriani de Oliveira

Curso de Fisioterapia - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – FMRP-USP

Fone: (0XX16) 602-2418 e-mail: siriani@fmrp.usp.br

Os responsáveis pelo estudo me explicarão todos os riscos envolvidos, a necessidade da pesquisa e se prontificaram a responder todas as minhas questões sobre o experimento. Eu aceitei participar deste estudo de livre e espontânea vontade. Entendo que é meu direito manter uma cópia deste consentimento.

Ribeirão Preto, _____ de _____ de 200____

Assinatura do Voluntário: _____

Rodrigo Cappato de Araújo
Pesquisador Responsável

Profa Dra Anamaria Siriani de Oliveira
Orientadora Responsável

APENDICE D

Valores do coeficiente de correlação intraclasse (ICC) para confiabilidade intra-dia e coeficiente de variação (CV) referente às três medidas consecutivas dos valores da célula de carga dos exercícios em superfície estável, na primeira coleta de dados (teste).

Intra-Dia - Exercícios em Base Estável - Teste												
WP100		WP80		BP100		BP80		PU100		PU80		
ICC	CV	ICC	CV	ICC	CV	ICC	CV	ICC	CV	ICC	CV	
Célula de Carga	0,99	1,1	0,99	1,0	0,99	0,8	0,99	0,9	0,99	0,7	0,99	0,7

Valores do coeficiente de correlação intraclasse (ICC) para confiabilidade intra-dia e coeficiente de variação (CV) referente às três medidas consecutivas dos valores da célula de carga dos exercícios em superfície estável, na segunda coleta de dados (re-teste).

Intra-Dia - Exercícios em Base Estável – Re-teste												
WP100		WP80		BP100		BP80		PU100		PU80		
ICC	CV	ICC	CV	ICC	CV	ICC	CV	ICC	CV	ICC	CV	
Célula de Carga	0,99	0,8	0,99	1,1	0,99	0,7	0,99	0,7	0,99	0,7	0,99	0,8

Valores do coeficiente de correlação intraclasse (ICC) para confiabilidade intra-dia e coeficiente de variação (CV) referente às três medidas consecutivas dos valores da célula de carga dos exercícios em superfície instável, na primeira coleta de dados (teste).

Intra-Dia - Exercícios em Base Instável - Teste												
WP100		WP80		BP100		BP80		PU100		PU80		
ICC	CV	ICC	CV	ICC	CV	ICC	CV	ICC	CV	ICC	CV	
Célula de Carga	0,99	0,6	0,99	0,7	0,99	0,9	0,99	0,8	0,99	0,9	0,99	1,0

Valores do coeficiente de correlação intraclasse (ICC) para confiabilidade intra-dia e coeficiente de variação (CV) referente às três medidas consecutivas dos valores da célula de carga dos exercícios em superfície instável, na segunda coleta de dados (re-teste).

Intra-Dia - Exercícios em Base Instável – Re-teste												
WP100		WP80		BP100		BP80		PU100		PU80		
ICC	CV	ICC	CV	ICC	CV	ICC	CV	ICC	CV	ICC	CV	
Célula de Carga	0,99	1,0	0,99	1,1	0,99	0,9	0,99	0,9	0,99	0,9	0,99	0,7

Valores do coeficiente de correlação intraclasse (ICC) para confiabilidade inter-dias e coeficiente de variação (CV) referente às médias das três medidas consecutivas dos valores de célula de carga nos exercícios em superfície estável, na primeira (teste) e segunda (re-teste) coletas de dados.

Inter-Dias - Exercícios em Base Estável												
WP100		WP80		BP100		BP80		PU100		PU80		
	ICC	CV		ICC	CV		ICC	CV		ICC	CV	
Célula de Carga	0,99	1,0	0,98	1,4	0,99	0,8	0,99	1,0	0,99	1,0	0,97	1,5

Valores do coeficiente de correlação intraclasse (ICC) para confiabilidade inter-dias e coeficiente de variação (CV) referente às médias das três medidas consecutivas dos valores de célula de carga nos exercícios em superfície instável, na primeira (teste) e segunda (re-teste) coletas de dados.

Inter-Dias - Exercícios em Base Instável												
WP100		WP80		BP100		BP80		PU100		PU80		
	ICC	CV		ICC	CV		ICC	CV		ICC	CV	
Célula de Carga	0,99	1,0	0,99	0,8	0,99	1,2	0,98	3,6	0,98	1,2	0,98	1,5

ANEXO – A

CEP. 14048-900
RIBEIRÃO PRETO - S.P.
BRASIL

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA
DE RIBEIRÃO PRETO DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

CAMPUS UNIVERSITÁRIO – MONTE ALEGRE
FONE: 602-1000 - FAX (016) 633-1144

Ribeirão Preto, 14 de setembro de 2005

Ofício nº 2566/2005
CEP/SPC

Prezado Senhor:

O trabalho intitulado “**CONFIABILIDADE DOS VALORES DA AMPLITUDE DA ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE DURANTE EXERCÍCIOS PARA MEMBRO SUPERIOR COM CARGA AXIAL E SUPERFÍCIE ESTÁVEL E INSTÁVEL**”, foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, em sua 210ª Reunião Ordinária realizada em 12/09/2005, e enquadrado na categoria: **APROVADO**, bem como o **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**, de acordo com o Processo HCRP nº 8547/2005.

Aproveito a oportunidade para apresentar a Vossa Senhoria protestos de estima e consideração.

PROF. DR. SÉRGIO PEREIRA DA CUNHA
Coordenador do Comitê de Ética
em Pesquisa do HCFMRP-USP e da FMRP-USP

Ilustríssimo Senhor

RODRIGO CAPPATO DE ARAÚJO

PROF^a. DR^a. ANAMARIA SIRIANI DE OLIVEIRA(Orientadora)

Depto. de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor
Em mãos