

**Cristiano Rocha da Silva**

**PARÂMETROS DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO APLICADOS AO  
ESTUDO DA FADIGA MUSCULAR LOCALIZADA:  
CARACTERIZAÇÃO DO PROCESSO; ANÁLISE DE  
REPRODUTIBILIDADE E MULTIVARIADA**



**Presidente Prudente  
2012**



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"  
Campus de Presidente Prudente

**Cristiano Rocha da Silva**

**PARÂMETROS DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO APLICADOS AO  
ESTUDO DA FADIGA MUSCULAR LOCALIZADA:  
CARACTERIZAÇÃO DO PROCESSO; ANÁLISE DE  
REPRODUTIBILIDADE E MULTIVARIADA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Ciências e Tecnologia - FCT/UNESP, campus de Presidente Prudente, para obtenção do título de Mestre no Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia.

Orientador: Prof. Dr. Fábio Mícolis de Azevedo

**Presidente Prudente  
2012**

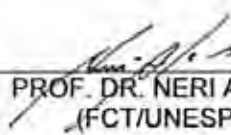
Silva, Cristiano Rocha da.  
S579p Parâmetros do sinal eletromiográfico aplicados ao estudo da fadiga muscular localizada : caracterização do processo; análise de reprodutibilidade e multivariada / Cristiano Rocha da Silva. - Presidente Prudente: [s.n], 2012  
111 f.

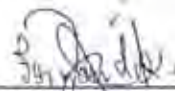
Orientador: Fábio Mícolis de Azevedo  
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Ciências e Tecnologia  
Inclui bibliografia

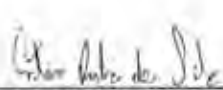
1. Eletromiografia. 2. Fadiga Muscular. 3. Reprodutibilidade. 4. Contração Isométrica. I. Azevedo, Fábio Mícolis de. II. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Ciências e Tecnologia. III. Título.

**BANCA EXAMINADORA**

  
\_\_\_\_\_  
PROF. DR. FÁBIO MICOLIS DE AZEVEDO  
(ORIENTADOR)

  
\_\_\_\_\_  
PROF. DR. NERI ALVES  
(FCT/UNESP)

  
\_\_\_\_\_  
PROF. DR. FERNANDO HENRIQUE MAGALHÃES  
(USP/SP)

  
\_\_\_\_\_  
CRISTIANO ROCHA DA SILVA

PRESIDENTE PRUDENTE (SP), 10 DE FEVEREIRO DE 2012.

RESULTADO: Aprovado



**A maior recompensa para o trabalho do homem  
não é o que se ganha, mas o que ele nos torna.**

**John Ruskin**



## **APRESENTAÇÃO**

## **RESUMO**

## **ABSTRACT**

## **INTRODUÇÃO .....1**

**ARTIGO I:** Análise do comportamento eletromiográfico dos músculos vasto medial e vasto lateral durante a instalação do processo de da fadiga muscular localizada .....8

**ARTIGO II:** Reprodutibilidade de parâmetros do sinal eletromiográfico utilizados para a caracterização da fadiga muscular localizada no músculo quadríceps femoral.....30

**ARTIGO III:** Aplicação da análise multivariada em parâmetros temporais e de frequência do sinal EMG para caracterização da fadiga muscular localizada .....58

## **CONCLUSÕES .....83**

## **REFERÊNCIAS INTRODUTÓRIAS.....85**

## **ANEXOS .....91**

ANEXO 1: NORMAS PARA PUBLICAÇÃO NO PERIÓDICO "JOURNAL OF ELECTROMYOGRAPHY AND KINESIOLOGY" .....92





A presente dissertação de mestrado foi desenvolvida no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor da Universidade Estadual Paulista (Campus de Presidente Prudente), sob a orientação do Prof. Dr. Fábio Mícolis de Azevedo. A apresentação dá-se inicialmente por uma breve introdução com o objetivo de contextualização do tema principal, seguida por três artigos científicos, os quais, em consonância com os requisitos do programa de Pós-graduação em Fisioterapia, foram redigidos de acordo com as normas dos periódicos aos quais serão submetidos.

Os artigos que serão submetidos a revistas internacionais estão apresentados em português de acordo com as normas do programa. Da mesma forma, as figuras e tabelas estão localizadas no corpo do texto dos artigos e não em páginas separadas, como na versão final para a submissão. Abaixo estão listados os artigos científicos que serão apresentados, bem como seus respectivos autores e periódicos para os quais serão encaminhados.

### **Artigo 1**

C.R. Silva, N. Alves, R.F. Negrão Filho, F.M. Azevedo. Análise do comportamento eletromiográfico dos músculos vasto medial e vasto lateral durante a instalação do processo de fadiga muscular localizada. Este artigo será submetido ao periódico internacional "Journal of Electromyography and Kinesiology".

### **Artigo 2**

C.R. Silva, N. Alves, R.F. Negrão Filho, F.M. Azevedo. Reprodutibilidade de parâmetros do sinal eletromiográfico utilizados para a caracterização da fadiga muscular localizada no músculo quadríceps femoral. Este artigo será submetido ao periódico internacional "Journal of Electromyography and Kinesiology".

### **Artigo 3**

C.R. Silva, N. Alves, R.F. Negrão Filho, F.M. Azevedo. Aplicação da análise multivariada em parâmetros temporais e de frequência do sinal EMG para caracterização da fadiga muscular localizada. Este artigo será submetido ao periódico internacional "Journal of Electromyography and Kinesiology".



São encontradas na literatura várias propostas de processamento do sinal eletromiográfico (EMG) com o objetivo de determinar índices aplicados à monitoração do processo de fadiga muscular localizada. Em comum, todos os índices são baseados na análise de algum parâmetro do sinal monitorado durante o exercício. A avaliação conjunta do comportamento das variáveis extraídas no domínio do tempo e da frequência do sinal eletromiográfico (EMG) não é uma tarefa trivial. Diante disso, os objetivos do estudo foram: i) identificar por meio do comportamento da frequência mediana (Fmed) e da raiz quadrada da média (RMS) do sinal EMG o momento de instalação da fadiga muscular localizada (MF); ii) determinar a reprodutibilidade entre dias da Fmed, RMS, e bandas de baixa (20-45 Hz), média (46-95 Hz) e alta (96-400 Hz) frequência do sinal EMG e iii) aplicar uma análise estatística multivariada nas variáveis extraídas do sinal EMG durante o início, MF e final do teste. Dezoito sujeitos saudáveis foram avaliados em dois dias diferentes, sendo registrados os sinais EMG dos músculos vasto medial (VM), reto femoral (RF) e vasto lateral (VL) durante contrações isométricas a 20% e 70% da contração voluntária isométrica máxima (CVIM), realizada até a exaustão. Por meio das análises realizadas no comportamento da Fmed e do RMS ao longo dos testes foi possível identificar o MF para o VM e VL em ambas as intensidades de carga. Não houve diferenças significantes entre o VM e VL no MF a 20% e 70% da CVIM. A reprodutibilidade dos dados foi avaliada pelo coeficiente de correlação intraclasse no início, no MF e no final do teste. A Fmed apresentou de forma geral valores pobres de reprodutibilidade a 20% e 70% da CVIM e o RMS obteve resultados melhores em ambas as cargas. As bandas de frequência demonstraram comportamentos diferentes entre elas, tendo a banda de alta frequência obtido os melhores valores de reprodutibilidade, seguida pela banda de média e baixa frequência. Após as análises iniciais aplicou-se as variáveis em estudo o método estatístico multivariado das componentes principais (PCA). Observou-se uma diminuição da dimensionalidade dos dados, porém não foi possível identificar uma diferenciação entre o início, o MF e o final do teste. Entretanto, a análise gráfica do PCA com todos os sujeitos permite observar uma tendência de afastamento entre o comportamento das variáveis extraídas no início e no final do teste. Nas análises individuais dos sujeitos o modelo estatístico proposto foi capaz de diferenciar os momentos. Considerando os resultados apresentados pode-se concluir que é viável a determinação do momento de instalação do processo de fadiga muscular por meio do comportamento da Fmed e do RMS, no qual a aplicação do PCA em variáveis extraídas no domínio do tempo e da frequência do sinal EMG revela ser uma metodologia viável e interessante, sendo uma ferramenta com potencial para avaliar o comportamento dos dados durante a instalação da fadiga muscular localizada, contribuindo para um aperfeiçoamento metodológico na caracterização do processo.

Palavras-chave: Fadiga muscular. Eletromiografia. Contração isométrica. Reprodutibilidade. Músculo quadríceps. Análise multivariada.

**ABSTRACT**

---

Various proposals are found in the literature of electromyographic signal (EMG) processing with the purpose of determining indices applied to monitoring the localized muscle fatigue. In common, all indexes are based on analysis of some signal parameter monitored during the exercise. The joint evaluation of the behavior of variables extracted in the time and frequency domain of the EMG signal is not a trivial task. That said, the objectives of the study were: i) identify through the behavior of median frequency (MFreq) and the root mean square (RMS) of EMG signal in the moment of installation of localized muscle fatigue (MF); ii) determining the reproducibility between days of MFreq, RMS, and low bands (20-45 Hz), average (46-95 Hz) and high (96-400 Hz) frequency of EMG signal and iii) applying a multivariate statistical analysis in variables extracted from EMG signal during the beginning, MF and end of test. Eighteen healthy subjects were evaluated in two different days, being recorded the EMG muscle signals of vastus medialis (VM), rectus femoris (RF) and vastus lateralis (VL) during isometric contractions at 20% and 70% of maximum isometric voluntary contraction (MIVC), held until exhaustion. The analysis of MFreq and RMS behavior over the tests was possible to identify the MF for VM and VL in both load intensities. There were no significant differences between the VM and VL in MF 20% and 70% of the MIVC. The reproducibility of the data was evaluated by intraclass coefficient correlation in the beginning, the MF and end of the test. The MFreq presented generally poor values the reproducibility 20% and 70% of the MIVC and obtained better results in RMS both loads. Frequency bands has demonstrated different behaviors between them, taking the high-frequency band obtained the best reproducibility values, followed by medium and low frequency band. After the initial analysis was applied in the variables of study the multivariate statistical method of principal components (PCA). There was a decrease of the dimensionality of the data, but have not been able to identify a differentiation between the beginning, the MF and the end of the test. However, the graphical analysis of PCA with all subjects allows observing a trend away from the behavior of variables extracted at the beginning and end of the test. In the reviews of individual subject the proposed statistical model was able to differentiate the moments. Whereas the results presented can be concluded that it is feasible to determine the moment of installation of process of muscle fatigue through MFreq and RMS behavior, in which the application of PCA in variables extracted in the time and frequency domain of EMG signal reveals to be a viable and interesting methodology, being a tool with the potential to assess the behavior of the data during the installation of localized muscle fatigue, contributing to a methodological improvement on the characterization process.

Keywords: Muscle fatigue. Electromyography. Isometric contraction. Reliability. Quadriceps Muscle. Multivariate Analysis.



## **Considerações sobre o uso da eletromiografia de superfície na caracterização do processo de fadiga muscular localizada.**

A fadiga muscular pode ser definida como qualquer redução na capacidade do sistema neuromuscular em gerar força<sup>(1)</sup>. A perda da capacidade do músculo em gerar força pode ter basicamente duas origens: uma central e uma periférica. A fadiga de origem central traduz-se por uma falha voluntária na condução do impulso nervoso que promove uma redução no número de unidades motoras ativas e uma diminuição na frequência de disparo dos motoneurônios. Já a fadiga muscular periférica se desenvolve no meio intracelular, independentemente dos eventos fisiológicos oriundos do meio extracelular<sup>(2)</sup>. Entre outros fatores associados à fadiga muscular periférica, a depleção de substratos energéticos<sup>(3)</sup> e o acúmulo de metabólitos<sup>(1, 4, 5)</sup> são geralmente os mais citados na literatura. Baron<sup>(6)</sup> propõe que a fadiga é um processo fisiológico mais complexo que não estaria relacionado à falência de qualquer sistema fisiológico, mas sim, estes seriam sinalizadores ao sistema nervoso central, a fim de evitar danos irreversíveis ou até mesmo a morte celular.

O estudo das causas da fadiga muscular constitui uma área temática que apesar de ser bastante pesquisada, ainda apresenta controvérsia. Objetivando um entendimento mais amplo deste fenômeno, observa-se uma contribuição sistemática da biomecânica, permitindo, por meio da eletromiografia de superfície, análises dos padrões dos impulsos neuromusculares durante o exercício. Sabe-se que alterações nos padrões caracterizados pelos potenciais de ação gerados na fibra muscular, no processo de despolarização, estão relacionadas a instalação do processo de fadiga muscular. Tal fato fundamenta sua caracterização por meio do sinal eletromiográfico (EMG)<sup>(7)</sup>. Após sua captação, o sinal EMG precisa ser tratado com o objetivo de se



operacionalizar a monitoração das variações no sinal, que ocorrem em decorrência das ações musculares desenvolvidas. Basicamente dois tipos de processamento são propostos na literatura: no domínio do tempo e no domínio da frequência.

A análise no domínio do tempo permite a visualização do padrão de ativação muscular durante uma contração e comparações entre a magnitude de diferentes tipos de contrações, exercícios e sobrecargas<sup>(8, 9)</sup>. Algumas das principais aplicações da análise no domínio do tempo consistem em correlacionar a amplitude da atividade eletromiográfica com a força muscular, analisar o momento de início da contração muscular, identificar os padrões da coordenação intermuscular e suas implicações<sup>(10)</sup>. Ao monitorar a fadiga muscular por meio da raiz quadrada da média (RMS) podemos observar que a taxa de incremento na intensidade do sinal EMG é correlata ao recrutamento de mais unidades motoras para compensar a saturação de fibras que já estão fadigadas, evitando a falência imediata do sistema<sup>(11-13)</sup>.

No domínio da frequência as análises utilizadas na caracterização do processo de fadiga muscular fundamentam-se na extração de parâmetros da densidade espectral de potência do sinal EMG<sup>(14-18)</sup>. A partir desse espectro, pode-se obter a frequência mediana (Fmed), uma variável sensível às variações de frequências e que tem correlação com a velocidade de condução da fibra muscular e com o recrutamento das unidades motoras<sup>(19, 20)</sup>. Em situações de fadiga muscular observa-se uma diminuição das taxas de disparo das unidades motoras que contribuirá para que ocorram mudanças na densidade do espectro de potência do sinal, caracterizando uma alteração no estado fisiológico muscular<sup>(21)</sup>. Nota-se também um aumento simultâneo nos componentes de baixa frequência e uma diminuição nos componentes de alta frequência, sendo que este último acontece de forma mais discreta<sup>(22, 23)</sup>.

São encontradas na literatura várias propostas de processamento do sinal EMG com o objetivo de se determinar índices aplicados à monitoração do processo de fadiga muscular localizada. Em comum, todos os índices são baseados na análise de algum parâmetro do sinal monitorado durante o exercício. Neste contexto, percebe-se na literatura uma preferência pelo uso de variáveis no domínio do tempo do sinal EMG<sup>(24)</sup>. As variáveis obtidas no domínio do tempo representam uma forma mais simples, do ponto de vista de processamento, para a monitoração do processo de fadiga, apesar da constatação de algumas limitações como, por exemplo, a relação entre o recrutamento das unidades motoras e a área de captação do eletrodo. Entende-se que este tipo de análise seria bem aplicado ao monitoramento de músculos com volume reduzido<sup>(25-29)</sup>.

Mais recentemente têm-se utilizado variáveis no domínio da frequência como, por exemplo, a Fmed para se monitorar o processo de fadiga muscular<sup>(30-32)</sup>. Trabalhos demonstraram haver diminuição nos valores da Fmed durante o processo de instalação da fadiga muscular localizada, indicando que a análise do sinal EMG por este parâmetro possui importante relevância na avaliação deste processo<sup>(33-36)</sup>. Visualizar este processo através destas variáveis caracteriza um procedimento mais complexo e o método mais comum descrito na literatura relaciona-se ao cálculo da taxa de compressão do espectro de frequência do sinal em função do tempo de exercício<sup>(7, 13, 37, 38)</sup>. Neste caso, a compressão do espectro para componentes de baixa frequência caracteriza um indicador de que o músculo exercitado está trabalhando em regime de fadiga<sup>(11, 24)</sup>.

Deste modo, a correlação de parâmetros, tanto temporais quanto de frequência, do sinal EMG com o tempo de duração do exercício é a maneira mais amplamente utilizada na determinação de índices de fadiga muscular<sup>(7)</sup>. Porém, é

importante levar em consideração a grande quantidade de fatores que podem interferir na representatividade da variável eletromiográfica em relação ao fenômeno que se quer caracterizar, no caso a fadiga muscular localizada. As variações obtidas na captação do sinal EMG em dias diferentes podem estar associados a fatores como pequenas alterações na posição dos eletrodos sobre o músculo, diferenças na preparação da pele, dentre outros. Dentro deste contexto, é muito importante ter o entendimento de que a reprodutibilidade dos parâmetros do sinal EMG utilizados na caracterização do processo de fadiga muscular caracteriza um importante aspecto na abordagem dos resultados em trabalhos que buscam determinar diferenças entre condições e entre indivíduos, tanto no meio clínico quanto na pesquisa<sup>(39)</sup>.

Além da análise do RMS e da Fmed como variáveis que descrevem o comportamento muscular durante a instalação da fadiga muscular, outros índices alternativos de fadiga têm sido propostos na literatura como complemento às medidas tradicionais<sup>(40-43)</sup>. Dentre eles destacam-se aqueles obtidos a partir de mudanças em determinadas faixas de frequência do espectro de potência, tais como as bandas de baixa frequência<sup>(44, 45)</sup>, as bandas de média e alta frequência<sup>(46)</sup>, e a relação entre as bandas de alta e baixa frequência<sup>(47, 48)</sup>. Dentro deste contexto, fundamenta-se o entendimento de alguns autores, no qual sugerem que determinadas características ligadas aos mecanismos de controle motor podem ser avaliadas por meio da monitoração do comportamento de bandas específicas que compõe o espectro de frequência do sinal EMG<sup>(49-51)</sup>.

Entende-se que a Fmed é um indicador relativo do comportamento da densidade do espectro de frequência de uma série temporal selecionada de um sinal EMG<sup>(11)</sup>, ou seja, que em alguns casos uma alteração em uma determinada banda do espectro, pode ser compensada pela alteração em outras bandas, não resultando em

uma mudança efetiva no valor da Fmed<sup>(49)</sup>. Sua própria definição estatística refere-se a um indicador do comportamento da densidade do espectro do sinal (20-500 Hz). Diante disso, pequenas alterações nos componentes de frequência do espectro poderiam, em hipótese, não determinar alterações na Fmed<sup>(29, 39, 52)</sup>.

A avaliação conjunta do comportamento das variáveis extraídas, tanto no domínio do tempo quanto no domínio da frequência, do sinal EMG não é uma tarefa trivial, principalmente quando se estrutura esta análise através de ferramentas estatísticas usuais<sup>(49)</sup>. Alguns poucos estudos apresentam formas alternativas de se operacionalizar este procedimento por meio de uma análise multivariada, especificamente pelo método de componentes principais<sup>(53, 54)</sup>. Entende-se que os sinais mioelétricos caracterizam um conjunto de dados multivariados, caracteristicamente compostos por muitas variáveis podendo apresentar valores randômicos e muitas vezes redundantes<sup>(55)</sup>. Considera-se como dados multivariados ou multidimensionais aqueles compostos por múltiplas medições, observações ou respostas<sup>(56)</sup>, no qual a análise multivariada permite uma análise estatística simultânea desses dados, possibilitando o estudo da relação entre as variáveis que compõem estes conjuntos<sup>(56)</sup>. A aplicação desta técnica estatística pode contribuir para um melhor entendimento sobre o comportamento das variáveis extraídas do sinal EMG na investigação do processo de fadiga muscular localizada.

### **Apresentação do estudo**

Os artigos expostos na presente dissertação estão relacionados a um delineamento experimental que objetivou extrair variáveis no domínio do tempo e da frequência do sinal EMG a fim de obter informações que permitam um melhor entendimento sobre o processo de fadiga muscular localizada. O artigo I apresenta os

dados obtidos por meio da aplicação de processamentos específicos ao sinal EMG em três momentos do teste de fadiga: início do teste, momento de instalação da fadiga muscular e final do teste. Neste artigo é proposto um método para determinação do momento de instalação do processo de fadiga muscular baseado no comportamento da Fmed e do RMS sobre o tempo de exercício. Inicialmente verificou-se a instalação da fadiga por meio das comparações dos valores iniciais e finais de Fmed e RMS, considerados os métodos padrão-ouro neste tipo de análise. Posteriormente foram comparadas as diferenças existentes entre as variáveis extraídas neste momento e as variáveis obtidas no início e no final do teste.

Diante dos resultados apresentados no artigo I, avaliou-se a reprodutibilidade das variáveis utilizadas na caracterização da fadiga muscular localizada, o qual foi o principal objetivo do artigo II que, por meio de análises relativas e absolutas de reprodutibilidade, observou o comportamento de variáveis de amplitude e de frequência do sinal EMG entre diferentes dias de teste.

No artigo III se estudou por meio de uma análise estatística multivariada o comportamento das variáveis do sinal EMG que foram mais reprodutíveis na caracterização do processo de fadiga muscular localizada. Ao aplicar o PCA nas variáveis do sinal EMG mais reprodutíveis, procurou-se averiguar se o comportamento apresentado pelas mesmas foi capaz de diferenciar as três condições avaliadas: o início do teste, o momento de instalação da fadiga muscular e o final do teste. A aplicação desta ferramenta estatística permite diferenciar os momentos, contribuindo desta forma para um aprimoramento metodológico, refletindo diretamente no aperfeiçoamento para a caracterização do processo de fadiga muscular localizada.



“ANÁLISE DO COMPORTAMENTO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS VASTO  
MEDIAL E VASTO LATERAL DURANTE A INSTALAÇÃO DO PROCESSO DE  
FADIGA MUSCULAR LOCALIZADA”

CRISTIANO ROCHA DA SILVA<sup>1</sup>, NERI ALVES<sup>1,2</sup>, RUBEN DE FARIA NEGRÃO  
FILHO<sup>1</sup>, FÁBIO MÍCOLIS DE AZEVEDO<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratório de Biomecânica e Controle Motor - Faculdade de Ciências e Tecnologia  
- Univ. Estadual Paulista. Presidente Prudente, São Paulo, Brasil.

<sup>2</sup> Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia EESC/FMRP/IQSC –  
Univ. de São Paulo, São Carlos, São Paulo, Brasil.

Autor Responsável: Fábio Mícolis de Azevedo, Rua Roberto Simonsen, 305, CEP  
19060-900, Departamento de Fisioterapia, Presidente Prudente (SP), Brasil.

Telefone: +55 (18) 3229-5820.

E-mail: micolis@fct.unesp.br

Palavras-chave: Eletromiografia; Fadiga muscular; Contração Isométrica; Músculo  
Quadríceps.

## Resumo

O objetivo deste estudo foi identificar por meio do comportamento da frequência mediana (Fmed) e da raiz quadrada da média (RMS) do sinal eletromiográfico (EMG), a instalação do processo de fadiga muscular. Dezoito homens saudáveis realizaram uma extensão isométrica sustentada de joelho a 20% e 70% da contração voluntária isométrica máxima (CVIM) até a exaustão. Durante o teste, os sinais eletromiográficos foram registrados em duas porções do músculo quadríceps femoral: vasto medial (VM) e vasto lateral (VL). Por meio das análises realizadas no comportamento da Fmed e do RMS ao longo dos testes foi possível identificar os momentos de instalação do processo de fadiga muscular (MF), para ambos os músculos e para ambas as cargas. Não houve diferenças significantes entre o VM e o VL no MF a 20% e 70% da CVIM. Estes resultados sugerem que a metodologia proposta foi sensível às alterações ocorridas no sinal EMG, permitindo a identificação do momento em que a Fmed e o RMS apresentam mudanças significantes em seu comportamento, sendo uma metodologia viável para descrever e identificar a instalação da fadiga muscular por meio da análise do sinal EMG.



## 1. Introdução

A fadiga muscular é um termo usado para descrever a diminuição do desempenho físico associado a um aumento da dificuldade real e/ou percebida de uma tarefa ou exercício. Durante o exercício a fadiga é definida como a incapacidade de manter o nível necessário de força (Boyas e Guével, 2011), que pode resultar da acumulação de metabólicos, redução de substrato energético, disfunção neuromuscular e comprometimento da ativação voluntária (Hedayatpour et al., 2008).

Esta diminuição da capacidade de gerar força tem sido amplamente investigada nas áreas clínica e desportiva, no qual a compreensão dos mecanismos envolvidos na regulação da contração muscular sob condições de fadiga é de fundamental importância, na medida em que é desencadeada por uma série de fatores, tais como o tipo de músculo envolvido, duração da contração, nível de sobrecarga e tipo de tarefa executada (Boyas e Guével, 2011).

Duas porções musculares importantes presentes no músculo quadríceps, o vasto medial (VM) e o vasto lateral (VL), atuam de forma conjunta e coordenada para auxiliar na extensão do joelho e no controle da articulação patelofemoral. Embora os músculos trabalhem juntos para alcançar uma função comum, os músculos podem ser diferenciados com base na função, anatomia e fisiologia (Rainoldi et al., 2008). Por esses e outros fatores, diferentes tipos de tarefas podem ser realizadas por meio de ativação preferencial de diferentes porções do músculo. Assim, estudos anteriores relataram uma distribuição não uniforme da atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos durante uma contração sustentada (Holtermann et al, 2005), sendo necessária a investigação isolada de porções

específicas do músculo quadríceps femoral para um melhor entendimento de seus comportamentos durante o exercício.

Desde que distúrbios musculoesqueléticos começaram a ser relacionados com a fadiga muscular induzida pelo exercício (Blangsted et al., 2005), um número crescente de estudos tem se concentrado na análise de fadiga muscular em tarefas executadas em baixos níveis de contração muscular (Cook et al, 1998; Roman-Liu et al. 2005) e em altos níveis de contração muscular (Kollmitzer et al., 1999; Mathur et al., 2005; Rainoldi et al., 2008). Para realizar tais análises a técnica mais utilizada tem sido a eletromiografia de superfície, de modo a investigar os efeitos da fadiga sobre o padrão de controle da contração muscular, e dentre as informações extraídas a partir do sinal eletromiográfico (EMG) há o comportamento temporal da amplitude por meio de variáveis como a raiz quadrada da média (RMS) e o comportamento de variáveis no domínio da frequência, obtidas em função da densidade de potência de espectro, como a frequência mediana (Fmed) (Kallenberg e Hermens, 2008).

A maioria dos estudos presentes na literatura avalia o comportamento do RMS e da Fmed apenas no início e no final dos testes, objetivando identificar e comprovar a instalação do processo de fadiga muscular (Mathur et al., 2005; Hedayatpour et al. 2008; Callaghan et al., 2009; Watanabe e Akima, 2010). A aplicação de metodologias para extrair índices capazes de descrever a fadiga muscular por meio do comportamento do RMS e da Fmed é bem descrita na literatura (De Luca, 1997; Merletti et al., 1991). Entretanto, existe uma demanda por estudos relacionados à aplicação de técnicas para investigar o momento de transição entre o trabalho muscular fisiológico (sem fadiga) e a instalação do processo de fadiga muscular. Sabe-se que muitos mecanismos neurofisiológicos são

alterados antes que o corpo possa sentir os efeitos da fadiga (Boyas e Guével, 2011), que só é possível ser verificada por meio da diminuição da força gerada durante os testes (Mathur et al., 2005; Hedayatpour et al., 2008). Porém, essa diminuição de força só começa a ser observada no final dos testes, período em que o músculo já está trabalhando em regime de fadiga. Neste contexto, o objetivo deste estudo é determinar o momento de instalação do processo de fadiga muscular localizada por meio do comportamento do RMS e da Fmed e verificar se as variáveis extraídas neste momento se diferenciam das encontradas no início e no final dos testes, contribuindo para um melhor entendimento de todo o processo.

## **2. Materiais e Métodos**

### *2.1. Grupo Amostral*

A determinação do número de sujeitos necessários para o estudo de reprodutibilidade foi baseada nos cálculos de Walter et al. (1998), que desenvolveu uma fórmula para definir o número de participantes necessários em um estudo de reprodutibilidade. Considerando um nível de significância de 5% o cálculo amostral indicou a necessidade da avaliação de pelo menos 14 sujeitos.

O presente estudo avaliou 18 sujeitos do gênero masculino, com idade de  $21,11 \pm 2,54$  anos, massa de  $79,18 \pm 13,03$  kg, altura de  $166,49 \pm 6,58$  cm e índice de massa corpórea de  $25,30 \pm 3,31$  kg/m<sup>2</sup>. Todos os voluntários não apresentavam qualquer desordem neuromuscular e/ou articular, no membro inferior dominante, em um período inferior a 18 meses. O membro dominante foi determinado baseando-se na preferência do sujeito em realizar um gesto de chute (Ebersole et al., 2006). Todos os sujeitos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido antes

dos testes, e os procedimentos utilizados neste estudo foram aprovados Comitê de Ética Local da Universidade.

## 2.2. Medições eletromiográficas

Para a aquisição do sinal EMG foram utilizados dois pares de eletrodos de superfície, em configuração bipolar (modelo Meditrace<sup>®</sup>, marca 3M<sup>®</sup>, com superfícies de captação de Ag/AgCl e com 10mm de diâmetro). No cabo do eletrodo havia um circuito pré-amplificador com ganho de 20 vezes, Modo de Rejeição Comum maior que 80 dB e impedância de 1 K $\Omega$ . Para fixação dos eletrodos, primeiro foi localizado os pontos motores por meio de eletroestimulação e após a localização e marcação do ponto os eletrodos foram posicionados paralelamente nos músculos vasto medial (VM) e vasto lateral (VL), separados entre si por 20 mm e fixados a aproximadamente 2 cm do ponto motor na direção da fibra muscular (De Luca, 1997).

Os sinais EMG foram captados em um módulo condicionador de sinais (modelo BIO EMG 1000<sup>®</sup>, marca LYNX<sup>®</sup> Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo - SP, Brasil). Nesse módulo dois canais foram configurados para a aquisição de sinais EMG apresentando ganho final de 1000 vezes e frequência de amostragem de 4000 Hz. A aquisição e o armazenamento dos sinais em arquivos de dados foram feitos através do *software* Bioinspector 1.8 (LYNX<sup>®</sup>). Durante o teste de fadiga a monitoração da força aplicada pelo sujeito foi realizada por meio de uma célula de carga (modelo MM<sup>®</sup>, marca KRATOS<sup>®</sup>, Cotia - SP, Brasil), sincronizada com a coleta de sinais EMG. Um canal no condicionador de sinais foi configurado para a aquisição dos sinais provenientes deste instrumento habilitando-se um filtro digital passa baixa de 100 Hz.

### *2.3. Procedimentos experimentais*

Inicialmente, o sujeito foi posicionado sentado em uma mesa extensora de joelho (marca VITTALY®, modelo convergent®, São José do Rio Preto - SP, Brasil), com ajustes do apoio para as costas e do comprimento da alavanca de resistência para a perna do membro inferior dominante. O ângulo da articulação do joelho na alavanca foi limitado a 60°, para favorecer a maior geração de força por parte do quadríceps (Pincivero et al., 2003). O membro inferior contralateral foi estabilizado por uma faixa. Com o objetivo de induzir as porções VM e VL à fadiga, os indivíduos realizaram: i) teste de máximo por meio da Contração Voluntária Isométrica Máxima (CVIM), para posteriormente determinar um nível de esforço submáximo; ii) teste de fadiga, que consistiu na sustentação da extensão do joelho à 20% e 70% da CVIM até a exaustão.

Para determinar a CVIM, o sujeito realizou três contrações sustentadas por 6 segundos com um descanso de 5 minutos entre elas. Dos 6 segundos foram desconsiderados da análise os dois primeiros e dois últimos. Assim, foi considerada como CVIM a média geral dos dados obtidos neste intervalo para as três contrações.

Após dois dias da realização do teste de CVIM, o sujeito realizou o teste de fadiga, com intensidades de cargas iguais a 20% e 70% da CVIM. A escolha da ordem dos testes foi realizada de maneira aleatória e o intervalo entre eles foi de 30 minutos. O sujeito foi orientado a sustentar a carga até a exaustão e considerou-se como exaustão o momento em que ele cessasse completamente o exercício ou apresentasse incapacidade na manutenção da carga, pré-determinada, representada pela queda de 10% na sua intensidade. Para auxiliar no controle da intensidade da carga, a força aplicada foi monitorada em tempo real por meio de

uma célula de carga, representando um *feedback* visual por meio de um monitor que permitiu a manutenção do nível de esforço pelo sujeito, além do encorajamento verbal realizado pelo pesquisador durante todo o exercício.

#### 2.4. *Processamento dos dados*

Os sinais de EMG coletados durante os testes de fadiga foram processados por meio de um algoritmo desenvolvido em ambiente MatLab®. Inicialmente aplicou-se ao sinal EMG bruto, um filtro digital passa-banda tipo Butterworth de 4ª ordem e frequência de corte entre 20 e 500 Hz. O sinal foi fragmentado em janelas de 1000ms com sobreposição de 500ms para o cálculo do RMS e da Fmed do espectro de frequência, este último por meio da Transformada Discreta de Fourier. A Fmed foi normalizada pela média dos seus respectivos cinco primeiros valores obtidos no início do teste e o RMS foi normalizado pela média do RMS máximo obtido durante as três CVIM.

No período do sinal EMG captado durante os testes de fadiga, três momentos foram selecionados para análise, denominados de: início do teste, momento de instalação da fadiga muscular (MF) e final do teste. No início do teste foram calculadas a Fmed inicial ( $F_{med_i}$ ) e o RMS inicial ( $RMS_i$ ), considerando-se a média das cinco primeiras amostras de cada variável extraídas do início do teste. No final do teste foram calculadas a Fmed final ( $F_{med_F}$ ) e o RMS final ( $RMS_F$ ) por meio da média das cinco últimas amostras de cada variável extraídas do final do teste. Na determinação do MF duas metodologias foram utilizadas no presente estudo: i) a análise do coeficiente de inclinação da Fmed; ii) a análise do coeficiente de inclinação do RMS.

Os procedimentos adotados para o cálculo do MF por meio do coeficiente de inclinação da Fmed ( $MF_{Fmed}$ ) e do RMS ( $MF_{RMS}$ ) foram: i) um ajuste linear foi aplicado a cada cinco amostras de Fmed e RMS durante o exercício, de forma progressiva, sempre a partir da origem, até o momento de exaustão; ii) em cada trecho eram analisados o coeficiente de inclinação da reta ajustada aos valores de Fmed e RMS, o seu valor para o teste t e a sua significância ( $p < 0,05$ ); iii) foi considerado como MF o primeiro trecho onde o coeficiente de inclinação apresentou diferença significativa de zero. Na determinação do  $MF_{Fmed}$  foi calculada a Fmed e na determinação do  $MF_{RMS}$  foi calculado o RMS.

## 2.5. Análise estatística

As análises estatísticas foram realizadas por meio do software SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) para Windows (versão 18.0). Inicialmente foram verificadas e confirmadas a normalidade dos dados por meio do teste de Shapiro-Wilk. Posteriormente, as comparações entre os valores iniciais, MF e finais de Fmed e RMS foram realizadas por meio da Análise de Variância (ANOVA), utilizando-se o teste *Post Hoc* de Tukey, considerando um nível de significância de 5%. Os resultados são apresentados em forma de média (M), desvio padrão (DP) e intervalo de confiança (IC - 95%) no texto e nas tabelas.

## 3. Resultados

### 3.1. Tempo absoluto e determinação do $MF_{Fmed}$ e do $MF_{RMS}$

Nos testes de fadiga a 20% da CVIM o tempo absoluto médio, em segundos (s), realizado pelos sujeitos foi de  $103,67 \pm 33,64$  s e para os testes a 70% da CVIM o tempo foi de  $44,17 \pm 9,40$  s.

A Tabela 1 mostra os valores de tempo normalizado pelo tempo total de exercício (%) dos momentos nos quais foram calculados o  $MF_{Fmed}$  e o  $MF_{RMS}$  para os músculos VM e VL a 20% e 70% da CVIM. A análise descritiva destes índices indica o momento no qual foram observadas mudanças significantes no comportamento das amostras da Fmed e do RMS durante os testes. Observa-se que os valores encontrados para o  $MF_{RMS}$  tenderam a ser menores que os valores de  $MF_{Fmed}$ , porém na comparação entre as intensidades de cargas, entre músculos e entre métodos, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes em nenhuma das condições.

**Tabela 1.** Média (M), desvio padrão (DP) e intervalo de confiança (95% - IC) dos valores de tempo normalizado (%) do  $MF_{Fmed}$  e do  $MF_{RMS}$  para as porções VM e VL.

CVIM		VM			VL		
		M	DP	95% IC	M	DP	95% IC
20%	$MF_{Fmed}$	36,54	21,67	24,99 - 48,09	36,40	25,23	22,95 - 49,84
	$MF_{RMS}$	26,14	15,14	18,44 - 33,85	25,60	20,86	14,48 - 36,72
70%	$MF_{Fmed}$	43,84	20,36	33,72 - 53,97	39,23	20,10	28,89 - 49,56
	$MF_{RMS}$	33,77	24,64	20,12 - 47,41	40,06	21,53	28,99 - 51,14

### 3.2. Análise da Fmed obtida no início, no $MF_{Fmed}$ e no final do teste

A Tabela 2 apresenta os valores de Fmed do VM e do VL obtidos durante os testes. Observa-se que em ambas as cargas e em ambas as porções musculares, a  $Fmed_i$  foi significativamente maior que a  $Fmed_F$ . Nos testes realizados a 20% da CVIM não houve diferenças estatisticamente significantes quando comparados os



valores obtidos no  $MF_{Fmed}$  com os valores obtidos na  $Fmed_I$  e no  $Fmed_F$ . Nos testes a 70% da CVIM observa-se um comportamento diferente da variável, no qual os valores obtidos no  $MF_{Fmed}$  foram estatisticamente diferentes dos obtidos na  $Fmed_I$  e no  $Fmed_F$ . Entre os valores de  $Fmed$  obtido a 20% e 70% da CVIM, a única diferença estatisticamente significativa encontrada foi entre a  $Fmed_F$  a 20% da CVIM e a  $Fmed_F$  a 70% da CVIM, para ambos os músculos.

**Tabela 2.** Média (M), desvio padrão (DP) e intervalo de confiança (95% - IC) dos valores de  $Fmed$  obtida no início ( $Fmed_I$ ), no  $MF_{Fmed}$  e no final ( $Fmed_F$ ) dos testes.

CVIM		VM			VL		
		M	DP	95% IC	M	DP	95% IC
20%	$Fmed_I$	0,99*	0,03	0,97 - 1,00	1,00*	0,06	0,97 - 1,03
	$MF_{Fmed}$	0,92	0,05	0,89 - 0,95	0,95	0,06	0,92 - 0,99
	$Fmed_F$	0,89 <sup>#</sup>	0,10	0,84 - 0,95	0,91 <sup>#</sup>	0,09	0,86 - 0,96
70%	$Fmed_I$	0,98 <sup>#†</sup>	0,04	0,96 - 1,00	0,98 <sup>#†</sup>	0,03	0,96 - 0,99
	$MF_{Fmed}$	0,90 <sup>#</sup>	0,03	0,88 - 0,92	0,90 <sup>#</sup>	0,04	0,88 - 0,92
	$Fmed_F$	0,82	0,08	0,77 - 0,86	0,83	0,08	0,79 - 0,87

\* Diferença significativa da  $Fmed_F$  a 20%,  $p < 0,05$ .

<sup>#</sup> Diferença significativa da  $Fmed_F$  a 70%,  $p < 0,05$ .

<sup>†</sup> Diferença significativa do  $MF_{Fmed}$  a 70%,  $p < 0,05$ .

### 3.3. Análise do RMS obtido no início, no $MF_{RMS}$ no final do teste

A Tabela 3 apresenta os valores de RMS do VM e do VL obtidos durante os testes. Inicialmente observa-se que nos testes a 20% da CVIM em ambos os músculos o  $RMS_F$  foi significativamente menor que o  $RMS_I$ , não havendo diferenças nos testes a 70% da CVIM. Os valores de RMS obtidos no  $MF_{RMS}$  não foram estatisticamente diferentes da  $RMS_I$  e da  $RMS_F$ , quando comparados entre as cargas e entre músculos.

Nas comparações do RMS entre as cargas, observa-se para ambos os músculos que o  $RMS_I$ , o  $MF_{RMS}$  e o  $RMS_F$  a 20% da CVIM foram estatisticamente diferentes dos valores de  $RMS_I$ ,  $MF_{RMS}$  e  $RMS_F$  a 70% da CVIM, respectivamente.

**Tabela 3.** Média (M), desvio padrão (DP) e intervalo de confiança (95% - IC) dos valores de RMS obtida no início ( $RMS_I$ ), no  $MF_{RMS}$  e no final ( $RMS_F$ ) dos testes.

CVIM		VM			VL		
		M	DP	95% IC	M	DP	95% IC
20%	$RMS_I$	0,29* #	0,09	0,25 - 0,34	0,27* #	0,09	0,22 - 0,32
	$MF_{RMS}$	0,32 <sup>†</sup>	0,08	0,28 - 0,36	0,31 <sup>†</sup>	0,11	0,25 - 0,37
	$RMS_F$	0,46 <sup>‡</sup>	0,17	0,38 - 0,55	0,45 <sup>‡</sup>	0,19	0,35 - 0,54
70%	$RMS_I$	0,73	0,16	0,65 - 0,81	0,66	0,18	0,56 - 0,75
	$MF_{RMS}$	0,78	0,16	0,68 - 0,87	0,71	0,20	0,60 - 0,81
	$RMS_F$	0,90	0,22	0,78 - 1,01	0,80	0,26	0,66 - 0,92

\* Diferença significativa do  $RMS_F$  a 20%,  $p < 0,05$ .

# Diferença significativa do  $RMS_I$  a 70%,  $p < 0,05$ .

<sup>†</sup> Diferença significativa do  $MF_{RMS}$  a 70%,  $p < 0,05$ .

<sup>‡</sup> Diferença significativa do  $RMS_F$  a 70%,  $p < 0,05$ .

## 4. Discussão

### 4.1. Tempo absoluto

Observa-se que existe uma tendência de queda entre o tempo total do teste e a porcentagem de carga. Os testes de baixa intensidade permitem aos sujeitos o realizarem por um período de tempo maior que os testes de alta intensidade. Este comportamento é semelhante aos achados de Mathur et al. (2005) e Hedayatpour et al. (2008), que verificaram haver um menor tempo para os exercícios realizados em alta carga. Sugere-se que parte deste comportamento observado está relacionado com as diferenças existentes no consumo energético e nas alterações

neurofisiológicas que ocorrem durante testes realizados com intensidades diferentes (Boyas e Guével, 2011).

#### 4.2. $MF_{Fmed}$ e $MF_{RMS}$

Observa-se um padrão nos valores de tempo normalizado obtidos no momento de instalação da fadiga muscular localizada, no qual de maneira geral o  $MF_{Fmed}$  ocorre posteriormente ao  $MF_{RMS}$ . Não foram observadas diferenças significantes entre os músculos e entre cargas, provavelmente pela alta variabilidade presente nos valores de tempo encontrados no  $MF_{Fmed}$  e no  $MF_{RMS}$ , demonstrando que nos sujeitos avaliados os músculos entraram em processo de fadiga muscular em momentos diferentes. Trata-se, portanto do primeiro estudo que aborda a análise destes momentos, permitindo verificar a existência de diferenças na determinação de tal índice, além de verificar o seu comportamento sob a influência de exercícios realizados com cargas distintas, de baixa e alta intensidade.

#### 4.3. Análise da $Fmed$ e do $RMS$

No presente estudo os valores de  $Fmed_F$  foram significativamente menores que os valores de  $Fmed_I$  no VM e no VL e em ambas as cargas. O mesmo comportamento foi encontrado para o  $RMS$  a 20% da CVIM, no qual o  $RMS_I$  foi significativamente menor que o  $RMS_F$ . Estes comportamentos obtidos estão de acordo com a literatura, que relata haver durante uma contração submáxima sustentada, um aumento do  $RMS$  e uma diminuição da  $Fmed$  durante a execução do exercício, tendo este padrão de comportamento sido demonstrado de maneira bem

consistente em inúmeros estudos anteriores (Clark et al, 2005; Hedayatpour et al., 2008; Kallenberg e Hermens, 2008; Watanabe e Akima, 2010).

A Fmed é uma variável do sinal EMG que sofre grande influência da velocidade de condução do potencial de ação da fibra muscular durante as contrações, afetando o seu comportamento ao longo do exercício, porém ela também é sensível a vários outros processos fisiológicos e fatores metodológicos (Farina et al., 2004). O RMS é uma variável de amplitude que reflete o número e/ou tamanho das unidades motoras presentes no músculo e a sua taxa de disparo (Basmajian e De Luca, 1985; Moritani et al, 2004). O aumento do RMS e a diminuição da Fmed durante uma contração sustentada, como as observadas no presente estudo, podem ser atribuídos ao aumento de novas unidades motoras recrutadas e/ou uma alteração da taxa de disparo dessas unidades recrutadas, além de uma possível diminuição da velocidade de condução do potencial de ação gerado no músculo (Watanabe e Akima, 2010; Enoka et al., 2011).

Em contração isométricas maiores de 15-30% MVC ocorre um aumento da pressão intramuscular, resultando em redução do fluxo sanguíneo no músculo contraído. Conseqüentemente ocorre uma depleção de energia, acúmulo de metabólitos, diminuição do potencial de membrana e acidose intramuscular (Watanabe e Akima, 2010). Fitts e Holloszy, (1976) e Moritani et al., (2004) afirmam que essas alterações químicas interferem no processo de excitação e contração muscular, resultando em uma diminuição na força desenvolvida. Neste tipo de situação fisiológica, é necessária uma compensação neural para controlar a perda de contratilidade das unidades motoras ativadas com o objetivo de manter o nível de força alvo durante uma contração sustentada. Estas compensações são realizadas por meio de um recrutamento adicional de unidades motoras e/ou um aumento na

taxa de disparo dessas unidades motoras. Além disso, o acúmulo de metabólitos ou uma diminuição no potencial de membrana são relatados como responsáveis pela diminuição na velocidade de condução do potencial de ação da fibra muscular, sendo descritos como as principais causas da diminuição dos valores de  $F_{med}$  extraídas do sinal EMG (Boyas e Guével, 2011).

Considerando os processos fisiológicos acima mencionados durante a contração muscular, observa-se que o VM e o VL tiveram comportamentos semelhantes durante os testes a 20% e 70% da CVIM. Os valores iniciais e finais de RMS foram diferentes apenas nos testes a 20% da CVIM e semelhantes a 70% da CVIM. Por ser uma variável intimamente ligada com a taxa de recrutamento de unidades motoras durante o exercício (Watanabe e Akima, 2010; Dideriksen et al., 2010), sugere-se que na realização de tarefas de alta intensidade, o músculo já inicia a atividade com um alto nível de contração muscular e durante a instalação do processo de fadiga muscular os valores de amplitude do sinal tendem a aumentar, porém de maneira discreta. Em exercícios de baixa intensidade esse aumento ocorre de maneira mais efetiva, diferenciando estatisticamente o comportamento dessa variável entre o início e o final do teste.

Os valores de  $MF_{RMS}$  não foram diferentes dos valores iniciais e finais de RMS do VM e VL em ambas as cargas, porém nota-se que o comportamento do RMS a 20% da CVIM é estatisticamente diferente do RMS encontrado a 70% da CVIM. O RMS encontrado nos três momentos de análise (início, MF e final) a 20% da CVIM foram significativamente menores que os valores de RMS a 70% da CVIM. Isto demonstra que o comportamento do músculo é fortemente influenciado pela intensidade da carga durante os testes, determinando o padrão de recrutamento das unidades motoras ativas presentes no músculo (Enoka et al., 2011).

Os valores de  $MF_{F_{med}}$  foram semelhantes aos valores iniciais e finais de  $F_{med}$  do VM e VL a 20% da CVIM, porém a 70% da CVIM o  $MF_{F_{med}}$ , juntamente com a  $F_{med_i}$ , foram diferentes da  $F_{med_f}$ . Nos testes a 70% da CVIM os seus valores diminuem de maneira mais acentuada que a 20% da CVIM, demonstrando que a variável também sofre influência do nível de intensidade da contração. Sugere-se que estas diferenças encontradas entre as cargas aplicadas aos testes podem ser explicadas pelas respostas fisiológicas produzidas durante a contração muscular sustentada.

Durante a contração muscular há uma diminuição importante na velocidade de condução do potencial de ação da fibra muscular, proveniente de um aumento da pressão intramuscular, redução do fluxo sanguíneo e/ou alterações químicas durante a contração (Watanabe e Akima, 2010). Dependendo do nível de contração essas alterações podem ocorrer de maneiras diferentes, explicando o comportamento da  $F_{med}$  a 20% e 70% da CVIM.

Mesmo que exista uma forte relação entre o metabolismo intracelular e o potencial de membrana com o fluxo sanguíneo presente no músculo (Moritani et al. 1992; Enoka et al., 2011), influenciando no comportamento do sinal EMG, é importante relatar que as respostas fisiológicas musculares ocorridas no presente estudo não são claras, pois não foram coletados dados para avaliar diretamente o fluxo sanguíneo, o metabolismo e a pressão intracelular. Entendemos que mais estudos são necessários para aprofundar o entendimento sobre os mecanismos desencadeados e envolvidos durante a realização de contrações submáximas sustentadas. Outros fatores importantes podem ter contribuído para os comportamentos observados no sinal EMG, no qual poderiam estar relacionados ao

posicionamento dos eletrodos de superfície e a composição do tipo de fibra muscular presentes no VM e no VL (Watanabe e Akima, 2010).

Hedayatpour et al. (2008) indicaram que o comportamento da amplitude e dos componentes de frequência do sinal EMG sobre o tempo sofrem influência da localização do eletrodos de superfície nos músculos VM e VL. Porém, estudos anteriores como o de Roy et al. (1986) e Hogrel et al. (1998), demonstraram que o local de acoplamento dos eletrodos não afetou o padrão temporal e de frequência dos sinais EMG coletados. Watanabe e Akima (2010) relatam que as influências da localização dos eletrodos de superfície no comportamento do sinal EMG não são claras e que esta é uma limitação metodológica que carece de mais estudos para investigar as reais interferências promovidas pelos eletrodos de superfície na captação dos sinais EMG do musculo quadríceps.

Sabe-se que não existe uma consistência em relação à composição das fibras musculares que compõem o quadríceps femoral (Edgerton et al. , 1975; Watanabe e Akima, 2010). Embora o VM e o VL trabalhem juntos para realizar uma ação em comum, eles possuem diferenças quanto a sua fisiologia, função e principalmente na anatomia. Funcionalmente entende-se que o principal papel do VM é controlar as forças laterais que são impostas contra a patela por outros músculos e, em contrapartida, a principal função do VL é estender o joelho (Rainoldi et al., 2008). Estudos anatômicos relatam haver diferenças histológicas entre as duas porções, tendo o VM uma maior proporção de fibras musculares do tipo I (~50%) comparado com o VL (~30%) (Rainoldi et al., 2001). Outros achados reforçam essa ideia, relatando mais diferenças histológicas entre as porções VM e VL, tendo o VL uma maior proporção de fibras tipo II quando comparado ao VM (Rainoldi et al., 2008; Travnik et al., 1995). Além disso, uma grande proporção de fibras musculares tipo II

resultam em maiores manifestações no sinal EMG durante a fadiga, tendendo o músculo que possui esta característica, a ser menos resistente ao exercício (Travnik et al., 1995). Entretanto, o atual estudo não avaliou tais variáveis morfológicas e histológicas, porém entendemos ser de grande importância relatar essas diferenças para que se possa ter uma compreensão e um entendimento mais pleno sobre os processos biológicos que podem influenciar no comportamento do sinal EMG durante uma contração muscular.

O entendimento sobre a definição de um momento que explique a instalação da fadiga muscular é um assunto abordado na literatura (De Luca, 1997; Merletti et al., 1991), porém pouco se sabe quanto a sua determinação em estudos experimentais, por meio de metodologias específicas aplicadas ao sinal EMG. A metodologia proposta neste estudo se adequou ao comportamento da Fmed e do RMS, evidenciando um momento onde mudanças significativas eram observadas ao longo do tempo de exercício. Entendemos que este método não deva ser definitivo, pois o sucesso de sua aplicabilidade não exclui a necessidade de se avaliar outras variáveis extraídas no domínio do tempo e da frequência para aplicações semelhantes e que contemplem o mesmo objetivo. Portanto, entendemos que mais estudos são necessários para compreender as mudanças que ocorrem no sinal EMG promovidas pela instalação do processo de fadiga muscular localizada.

## **5. Conclusão**

A determinação do momento de instalação do processo de fadiga muscular, por meio do comportamento da Fmed e do RMS ao longo do tempo, demonstrou-se viável, porém não apresentou diferenças entre o VM e VL e entre os testes de baixa e alta intensidade. A avaliação da fadiga muscular por meio de técnicas não



invasivas, como a eletromiografia de superfície, permite entender de uma melhor forma as alterações que ocorrem no músculo, sendo uma ferramenta importante a ser utilizada em estudos futuros que busquem investigar assuntos que abordem a mesma temática.

## Referências Bibliográficas

Basmajian JV, De Luca CJ. Muscle alive. 5th ed. Maryland: Williams and Wilkins; 1985.

Blangsted AK, Vedsted P, Sjøgaard G, Sjøgaard K. Intramuscular pressure and tissue oxygenation during low-force static contraction do not underline muscle fatigue. *Acta Physiol Scand* 2005;183:379–88.

Boyas S, Guével A. Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 2011;54(2):88-108.

Callaghan MJ, McCarthy CJ, Oldham JA. The reliability of surface electromyography to assess quadriceps fatigue during multi joint tasks in healthy and painful knees. *J Electromyogr Kinesiol* 2009;19(1):172-80.

Clark BC, Collier SR, Manini TM, Ploutz-Snyder LL. Sex differences in muscle fatigability and activation patterns of the human quadriceps femoris. *Eur J Appl Physiol* 2005;94(1–2):196–206.

Cook T, Rosencrance J, Zimmermann C, Gerleman D, Ludewig P. Electromyographic analysis of a repetitive hand gripping task. *Int J Occup Safety Ergon (JOSE)* 1998;4:185–200.

De Luca C. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 1997;13(2):135-63.

Dideriksen JL, Farina D, Enoka RM. Influence of fatigue on the simulated relation between the amplitude of the surface electromyogram and muscle force. *Philosophical Transactions of the Royal Society a-Mathematical Physical and Engineering Sciences* 2010;13;368(1920):2765-81.

Ebersole KT, O'Connor KM, Wier AP. Mechanomyographic and electromyographic responses to repeated concentric muscle actions of the quadriceps femoris. *J Electromyogr Kinesiol* 2006;16(2):149-57.

Edgerton V, Smith J, Simpson D. Muscle fibre type populations of human leg muscles. *The Histochemical Journal* 1975;7(3):259-66.

Enoka RM, Baudry S, Rudroff T, Farina D, Klass M, Duchateau J. Unraveling the neurophysiology of muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol* 2011;21(2):208-19.

Farina D, Merletti R, Enoka RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol* 2004;96(4):1486–95.

Fitts RH, Holloszy JO. Lactate and contractile force in frog muscle during development of fatigue and recovery. *Am J Physiol* 1976;231(2):430–3.

Hedayatpour N, Arendt-Nielsen L, Farina D. Non-uniform electromyographic activity during of the vastus medialis and lateralis fatigue and recovery muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18(3):390-6.

Hogrel J-Y, Duchene J, Marini J-F. Variability of some SEMG parameter estimates with electrode location. *J Electromyogr Kinesiol* 1998;8:305–15.

Holtermann A, Roeleveld K, Karlsson JS. Inhomogeneities in muscle activation reveal motor unit recruitment. *J Electromyogr Kinesiol* 2005;15:131–7.

Kallenberg LAC, Hermens HJ. Behaviour of a surface EMG based measure for motor control: Motor unit action potential rate in relation to force and muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18(5):780-8.

Kollmitzer J, Ebenbichler GR, Kopf A. Reliability of surface electromyographic measurements. *Clinical Neurophysiology* 1999;110(4):725-34.

Mathur S, Eng JJ, MacIntyre DL. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. *J Electromyogr Kinesiol* 2005;15(1):102-10.

Merletti R, Lo Conte LR, Orizio C. Indices of muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol* 1991;1(1):20-33.

Moritani T, Sherman WM, Shibata M, Matsumoto T, Shinohara M. Oxygen availability and motor unit activity in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1992;64(6):552–6.

Moritani T, Stegeman D, Merletti R. Basic physiology and biophysics of EMG signal generation. In: Merletti R, Parker P, editors. *Electromyography physiology, engineering, and noninvasive application*. Hoboken, New Jersey: John Wiley and Sons, Inc.; 2004.

Pincivero DM, Coelho AJ, Campy RM, Salfetnikov Y, Suter E. Knee extensor torque and quadriceps femoris EMG during perceptually-guided isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13(2):159-67.

Rainoldi A, Bullock-Saxton JE, 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* 2001;11(6):425-38.

Rainoldi A, Falla D, Mellor R, Bennell K, Hodges P. Myoelectric manifestations of fatigue in vastus lateralis, medialis obliquus and medialis longus muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18(6):1032-7.

Roman-Liu D, Konarska M. Characteristics of power spectrum density function of EMG during muscle contraction below 30%MVC. *J Electromyogr Kinesiol* 2009;19(5):864-74.

Roy SH, De Luca CJ, Schneider J. Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. *J Appl Physiol* 1986;61(4):1510-7.

Travnik L, Pernus F, Erzen I. Histochemical and morphometric characteristics of the normal human vastus medialis longus and vastus medialis obliquus muscles. *J Anat* 1995;187:403-11.

Walter SD, Eliasziw M, Donner A. Sample size and optimal designs for reliability studies. *Stat Med* 1998;17:101-10.

Watanabe K, Akima H. Neuromuscular activation of vastus intermedius muscle during fatiguing exercise. *J Electromyogr Kinesiol* 2010;20(4):661-6.



“REPRODUTIBILIDADE DE PARÂMETROS DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO  
UTILIZADOS PARA A CARACTERIZAÇÃO DA FADIGA MUSCULAR LOCALIZADA  
NO MÚSCULO QUADRÍCEPS FEMORAL”

CRISTIANO ROCHA DA SILVA<sup>1</sup>, NERI ALVES<sup>1,2</sup>, RUBEN DE FARIA NEGRÃO  
FILHO<sup>1</sup>, FÁBIO MÍCOLIS DE AZEVEDO<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratório de Biomecânica e Controle Motor - Faculdade de Ciências e Tecnologia  
- Univ. Estadual Paulista. Presidente Prudente, São Paulo, Brasil.

<sup>2</sup> Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia EESC/FMRP/IQSC -  
Univ. de São Paulo, São Carlos, São Paulo, Brasil.

Autor Responsável: Fábio Mícolis de Azevedo, Rua Roberto Simonsen, 305, CEP  
19060-900, Departamento de Fisioterapia, Presidente Prudente (SP), Brasil.

Telefone: +55 (18) 3229-5820

E-mail: micolis@fct.unesp.br

Palavras-chave: Eletromiografia; Fadiga muscular; Reprodutibilidade; Contração  
Isométrica; Músculo Quadríceps.

## Resumo

O objetivo deste estudo foi determinar a reprodutibilidade entre dias para a amplitude, frequência mediana (Fmed) e bandas de baixa (20-45 Hz), média (46-95 Hz) e alta (96-400 Hz) frequência do sinal eletromiográfico (EMG) durante contrações isométricas sustentadas do quadríceps. Dezoito sujeitos saudáveis foram avaliados em dois dias diferentes. Foram registrados os sinais EMG dos músculos vasto medial (VM), reto femoral (RF) e vasto lateral (VL) durante contrações isométricas a 20% e 70% da contração voluntária isométrica máxima (CVIM), realizada até a exaustão. A reprodutibilidade foi avaliada no início, no momento de instalação da fadiga muscular e no final do teste. A Fmed apresentou de forma geral valores pobres de reprodutibilidade a 20% e 70% da CVIM e o RMS obteve resultados melhores de reprodutibilidade em ambas as cargas. As bandas de frequência demonstraram comportamentos diferentes entre elas, tendo a banda de alta frequência obtido os melhores valores de reprodutibilidade, seguida pela banda de média e baixa frequência.

## 1. Introdução

A fadiga muscular é geralmente definida como uma redução contínua na capacidade de produção de força máxima, mesmo se um dado nível submáximo de força puder ser mantido (Fitts, 1996). Existe uma série de métodos para quantificar a fadiga muscular durante um exercício. Um método amplamente aceito para avaliar a fadiga muscular é a eletromiografia de superfície, utilizado para monitorar as mudanças nas características tanto espectrais quanto de amplitude do sinal eletromiográfico (EMG) (Basmajian e DeLuca, 1987; DeLuca, 1993; Maisetti et al., 2002). Trata-se de um método não invasivo e que permite a monitoração em tempo real, além de possibilitar uma correlação entre o tipo de exercício executado com as mudanças bioquímicas e fisiológicas que ocorrem no tecido muscular (Cifrek, 2009).

A análise de parâmetros espectrais e de amplitude do sinal EMG extraídos durante contrações isométricas fatigantes têm sido utilizada para distinguir o desempenho muscular de membros inferiores entre gênero (Pincivero et al, 2000), entre pacientes e indivíduos normais (Lindeman et al, 1999; Callaghan et al, 2001), como auxílio no diagnóstico e no prognóstico de lesões musculoesqueléticas e neuromusculares (DeLuca, 1985) e também no estudo da fadiga muscular (Rainold et al., 2008; Soo et al., 2009; Contessa et al., 2009; Dideriksen et al., 2010). O fundamento básico que sustenta o monitoramento da fadiga muscular por meio da análise de parâmetros do sinal EMG está na relação de dependência destes com os processos fisiológicos musculares observados durante o exercício. O aumento de variáveis no domínio do tempo do sinal EMG durante contrações sustentadas tem sido atribuído a um aumento da ativação neuromuscular, promovendo um

recrutamento maior de unidades motoras para compensar a saturação de fibras que já estão fadigadas, evitando a falência imediata do sistema (De Luca, 1997). A mudança de frequência tem sido atribuída a alterações periféricas, especialmente a diminuição da velocidade de condução dos potenciais de ação das fibras musculares e alterações centrais incluindo o aumento do sincronismo no disparo das unidades motoras conjuntamente com o recrutamento de novas unidades motoras (Mathur et al., 2005).

Durante a realização de um protocolo com contrações isométricas fatigantes em dias diferentes, o sinal EMG pode sofrer variações durante a sua aquisição podendo estar associadas a fatores como pequenas alterações na posição dos eletrodos de superfície sobre o músculo, diferenças na preparação da pele, dentre outros (Rainoldi et al., 2000). Qualquer avaliação do desempenho humano deve ter como objetivo estabelecer dados consistentes e reproduzíveis (Callaghan et al., 2009), e por este motivo é importante estabelecer a confiabilidade das medidas derivadas do sinal EMG que serão utilizadas tanto no meio clínico quanto na pesquisa (Mathur et al., 2005). Sendo assim, a avaliação da reprodutibilidade das variáveis extraídas do sinal EMG por meio de ferramentas estatísticas confiáveis é de considerável relevância para a aplicação clínica de tal técnica (Rainoldi et al., 2001).

A validação de uma técnica é necessária para assegurar que os dados registrados em diferentes laboratórios e por diferentes pesquisadores sejam comparáveis em termos de confiabilidade. Neste contexto, o estudo de reprodutibilidade é indispensável e deve ser realizado em todos os músculos normalmente investigados, sendo uma pré-condição importante para demonstrar o potencial da utilidade clínica da técnica (Rainoldi et al., 2001). Diversos trabalhos



avaliaram a reprodutibilidade de variáveis EMG no domínio do tempo e no domínio da frequência em exercícios submáximos nos músculos da coluna (Coorevits et al., 2008; Sung et al., 2010), membro superior (Calder et al., 2010; Lee et al., 2011), assoalho pélvico (Auchincloss e McLean, 2009), quadril (Bolgia e Uhl, 2007) e coxa, mais especificamente do quadríceps femoral (Kollmitzer et al., 1999; Pincivero et al., 2000; Rainoldi et al., 2001; Mathur et al., 2005; Callaghan et al, 2009). Entretanto a reprodutibilidade de variáveis extraídas do sinal EMG é avaliada somente no início e no final do teste de fadiga muscular (Rainoldi et al., 2001; Mathur et al., 2005; Callaghan et al, 2009). Na literatura não há estudos que verifiquem a reprodutibilidade do sinal EMG entre o início e o final dos testes, ou seja, identificar se no momento de instalação da fadiga muscular o comportamento da reprodutibilidade é diferente do encontrado nos valores iniciais e finais do teste. Diante destes aspectos apresentados, o objetivo deste estudo consistiu em investigar a reprodutibilidade de variáveis no domínio do tempo e da frequência do sinal EMG do músculo quadríceps em três momentos distintos de um protocolo de exercício isométrico com diferentes níveis de cargas para a indução da fadiga muscular localizada, são eles: i) início do teste; ii) momento da instalação da fadiga muscular; iii) final do teste.

## **2. Materiais e Métodos**

### *2.1. Grupo Amostral*

A determinação do número de sujeitos necessários para o estudo de reprodutibilidade foi baseada nos cálculos de Walter et al. (1998), que desenvolveu uma fórmula para definir o número de participantes necessários em um estudo de

reprodutibilidade. Considerando um nível de significância de 5%, o cálculo amostral indicou a necessidade da avaliação de pelo menos 14 sujeitos.

O presente estudo avaliou 18 sujeitos do gênero masculino, com idade de  $21,11 \pm 2,54$  anos, massa de  $79,18 \pm 13,03$  kg, altura de  $166,49 \pm 6,58$  cm e índice de massa corpórea de  $25,30 \pm 3,31$  kg/m<sup>2</sup>. Todos os voluntários não apresentavam qualquer desordem neuromuscular e/ou articular, no membro inferior dominante, em um período inferior a 18 meses. O membro dominante foi determinado baseando-se na preferência do sujeito em realizar um gesto de chute (Ebersole et al., 2006). Todos os sujeitos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido antes dos testes, e os procedimentos utilizados neste estudo foram aprovados Comitê de Ética Local da Universidade.

## *2.2. Medições eletromiográficas*

Para a aquisição do sinal EMG foram utilizados três pares de eletrodos de superfície, em configuração bipolar (modelo Meditrace<sup>®</sup>, marca 3M<sup>®</sup>, com superfícies de captação de Ag/AgCl e com 10mm de diâmetro). No cabo do eletrodo havia um circuito pré-amplificador com ganho de 20 vezes, Modo de Rejeição Comum maior que 80 dB e impedância de 1 KΩ. Para fixação dos eletrodos, primeiro foi localizado os pontos motores por meio de eletroestimulação e após a localização e marcação do ponto os eletrodos foram posicionados paralelamente nos músculos vasto medial (VM), vasto lateral (VL) e reto femoral (RF), separados entre si por 20 mm e fixados a aproximadamente 2 cm do ponto motor na direção da fibra muscular (De Luca, 1997).

A fixação dos eletrodos no mesmo local é uma condição importante para reduzir a variabilidade das medidas inerentes ao seu posicionamento, principalmente

em um estudo de reprodutibilidade. Com o objetivo de garantir o mesmo posicionamento dos eletrodos nos dois dias de coleta de dados, foi desenvolvido um sistema de gabarito, no qual se demarcava em uma folha de transparência a borda superior da patela, a espinha íliaca anterossuperior e o ponto motor encontrado em cada músculo. Após as demarcações uma linha era traçada entre o centro da borda superior da patela e a espinha íliaca anterossuperior. Quando o sujeito retornava para um novo dia de teste, essa transparência foi alinhada com a patela e a espinha íliaca anterossuperior, e a partir desta referência, as marcações dos pontos foram realizadas.

Os sinais EMG foram captados em um módulo condicionador de sinais (modelo BIO EMG 1000<sup>®</sup>, marca LYNX<sup>®</sup> Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo - SP, Brasil). Nesse módulo dois canais foram configurados para a aquisição de sinais EMG apresentando ganho final de 1000 vezes e frequência de amostragem de 4000 Hz. A aquisição e o armazenamento dos sinais em arquivos de dados foram feitos através do *software* Bioinspector 1.8 (LYNX<sup>®</sup>). Durante o teste de fadiga a monitoração da força aplicada pelo sujeito foi realizada por meio de uma célula de carga (modelo MM<sup>®</sup>, marca KRATOS<sup>®</sup>, Cotia - SP, Brasil), sincronizada com a coleta de sinais EMG. Um canal no condicionador de sinais foi configurado para a aquisição dos sinais provenientes deste instrumento habilitando-se um filtro digital passa baixa de 100 Hz.

### *2.3. Procedimentos experimentais*

Inicialmente, o sujeito foi posicionado sentado em uma mesa extensora de joelho (marca VITTALY<sup>®</sup>, modelo convergent<sup>®</sup>, São José do Rio Preto - SP, Brasil), com ajustes do apoio para as costas e do comprimento da alavanca de resistência

para a perna do membro inferior dominante. O ângulo da articulação do joelho na alavanca foi limitado a 60°, para favorecer a maior geração de força por parte do quadríceps (Pincivero et al., 2003). O membro inferior contralateral foi estabilizado por uma faixa. Com o objetivo de induzir as porções VM, VL e RF à fadiga, os indivíduos realizaram: i) teste de máximo por meio da Contração Voluntária Isométrica Máxima (CVIM), para posteriormente determinar um nível de esforço submáximo; ii) teste de fadiga, que consistiu na sustentação da extensão do joelho à 20% e 70% da CVIM até a exaustão.

Para determinar a CVIM, o sujeito realizou três contrações sustentadas por 6 segundos com um descanso de 5 minutos entre elas. Dos 6 segundos foram desconsiderados da análise os dois primeiros e dois últimos. Assim, foi considerada como CVIM a média geral dos dados obtidos neste intervalo para as três contrações.

Após dois dias da realização do teste de CVIM, o sujeito realizou o primeiro teste de fadiga, com intensidades de cargas iguais a 20% e 70% da CVIM. A escolha da ordem dos testes foi realizada de maneira aleatória e o intervalo entre eles foi de 30 minutos. O sujeito foi orientado a sustentar a carga até a exaustão e considerou-se como exaustão o momento em que ele cessasse completamente o exercício ou apresentasse incapacidade na manutenção da carga, pré-determinada, representada pela queda de 10% na sua intensidade. Para auxiliar no controle da intensidade da carga, a força aplicada foi monitorada em tempo real por meio de uma célula de carga, representando um *feedback* visual que permitiu a manutenção do nível de esforço pelo sujeito, além do encorajamento verbal realizado pelo pesquisador durante todo o teste. O teste de fadiga foi realizado em dois momentos com intervalos mínimos de dois dias.

#### 2.4. Processamento dos dados

Os sinais de EMG coletados durante os testes de fadiga foram processados por meio de um algoritmo desenvolvido em ambiente MatLab®. Inicialmente aplicou-se ao sinal EMG bruto, um filtro digital passa-banda tipo Butterworth de 4ª ordem e frequência de corte entre 20 e 500 Hz. O sinal foi fragmentado em janelas de 1000ms com sobreposição de 500ms para o cálculo do RMS e da Fmed do espectro de frequência, este último por meio da Transformada Discreta de Fourier. A Fmed foi normalizada pela média dos seus respectivos cinco primeiros valores obtidos no início do teste e o RMS foi normalizado pela média do RMS máximo obtido durante as três CVIM.

No período do sinal EMG captado durante os testes de fadiga, três momentos foram selecionados para análise, denominados de: início do teste, momento de instalação da fadiga muscular (MF) e final do teste. No início do teste foram calculadas a Fmed inicial ( $F_{med_i}$ ) e o RMS inicial ( $RMS_i$ ), considerando-se a média das cinco primeiras amostras de cada variável extraídas do início do teste. No final do teste foram calculadas a Fmed final ( $F_{med_f}$ ) e o RMS final ( $RMS_f$ ) por meio da média das cinco últimas amostras de cada variável extraídas do final do teste. Na determinação do MF duas metodologias foram utilizadas no presente estudo: i) a análise do coeficiente de inclinação da Fmed ( $MF_{Fmed}$ ); ii) a análise do coeficiente de inclinação do RMS ( $MF_{RMS}$ ).

Os procedimentos adotados para o cálculo do MF por meio do coeficiente de inclinação da Fmed e do RMS foram: i) um ajuste linear foi aplicado a cada cinco amostras de Fmed e RMS durante o exercício, de forma progressiva, sempre a partir da origem, até o momento de exaustão; ii) em cada trecho eram analisados o coeficiente de inclinação da reta ajustada aos valores de Fmed e RMS, o seu valor

para o teste t e a sua significância ( $p < 0,05$ ); iii) foi considerado como momento de fadiga o primeiro trecho onde o coeficiente de inclinação apresentou diferença significativa de zero. Na determinação do  $MF_{Fmed}$  foi calculada a  $F_{med}$  e na determinação do  $MF_{RMS}$  foi calculado o RMS.

Outra análise realizada neste estudo baseou-se na extração das potências do espectro de frequência no início, no  $MF_{Fmed}$  e no final do teste. O espectro normalizado por meio de sua função de distribuição espectral foi dividido em três bandas: baixa (20-45 Hz), média (46-95 Hz) e alta frequência (96-400 Hz) (Allison; Fujiwara, 2002).

## 2.5. Análise estatística

As análises estatísticas foram realizadas por meio do software SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) para Windows (versão 18.0). As análises descritivas dos valores de  $F_{med}$  e RMS foram expressas por meio de médias e seus respectivos desvios-padrões. Para calcular a confiabilidade dos dados, três índices de confiabilidade foram utilizados: o coeficiente de correlação intraclassa (CCI) com um intervalo de confiança de 95% (IC - 95%), o erro padrão da medida (EPM) e a mínima diferença necessária para a medida ser considerada real (MD).

No presente estudo foi utilizado o  $CCI_{2,1}$  (modelo *two way random* com concordância absoluta) (Callaghan et al., 2009; Mathur et al., 2005; Place et al., 2007; Herda et al., 2008), que é um índice que varia de 0,00 até 1,00, onde valores entre 0,80-1,00 representa excelente reprodutibilidade, de 0,60-0,80 indica boa reprodutibilidade, enquanto CCI abaixo de 0,60 reflete uma reprodutibilidade pobre

(Callaghan et al., 2009; Al-Zahrani et al., 2009). O EPM foi usado para expressar a confiabilidade absoluta das medidas e foi calculado por meio da raiz quadrada da variância do erro, possuindo assim a mesma unidade da variável testada. Valores baixos de EPM refletem uma maior confiabilidade das medidas. O EPM também foi expresso como uma porcentagem do valor da média da medida, permitindo as comparações absolutas entre as medições (Weir, 2005; Mathur et al., 2005). O MD é definido como um índice de aplicabilidade clínica, expressado como uma porcentagem da média geral do parâmetro avaliado possuindo a mesma unidade das medidas ( $MD = EPM \times 1.96 \times \sqrt{2}$ ). Este índice indica o nível de mudança, com 95% de precisão, que deve ocorrer na variável para se considerar uma verdadeira mudança em uma condição do sujeito, descartando-se assim os erros atribuídos aos testes. Portanto, qualquer novo teste de medição deve exceder o MD para indicar uma mudança real na medida (Weir, 2005; Al-Zahrani et al., 2009).

### **3. Resultados**

#### *3.1. Tempo absoluto do teste de fadiga*

A Tabela 1 mostra os valores de tempo absoluto em segundos (s) dos testes de fadiga realizados a 20% e 70% da CVIM. Observa-se nestes dados que existe uma tendência de queda entre o tempo total do teste e a porcentagem de carga, no qual os sujeitos necessitaram de mais tempo no exercício de baixa carga, quando comparado ao exercício de alta carga. Durante o teste realizado a 20% da CVIM observa-se uma reprodutibilidade excelente e no teste a 70% da CVIM uma reprodutibilidade pobre. Os tempos dos testes apresentaram valores baixos de EPM

e MD, indicando possuir baixo erro de medição, sendo potencialmente sensíveis a mudanças reais nos valores, porém reproduzíveis apenas em baixa carga.

**Tabela 1.** Índices de confiabilidade dos valores de tempo absoluto (s) obtidos nos testes de fadiga a 20% e 70% da CVIM.

CVIM (%)	Dia 1	Dia 2	ICC <sub>2,1</sub> (IC - 95%)	EPM (%)	MD%
20	103,67 ± 33,64	106,58 ± 29,61	0,83 (0,60 - 0,93)*	13,16 (12,51%)	36,45
70	44,17 ± 9,40	44,78 ± 7,24	0,57 (0,15 - 0,81)*	5,54 (12,45%)	15,34

\* Valores significantes para o Teste de Fisher (p<0,05).

### 3.2. Tempo do MF<sub>Fmed</sub> e do MF<sub>RMS</sub>

A Tabela 2 mostra os valores de tempo normalizado (em porcentagem) do MF determinado pela Fmed e pelo RMS nos testes de fadiga.

**Tabela 2.** Índices de confiabilidade dos valores de tempo normalizado (%) do MF<sub>Fmed</sub> e do MF<sub>RMS</sub> obtidos nos testes de fadiga a 20% e 70% da CVIM.

	MF <sub>Fmed</sub>		MF <sub>RMS</sub>	
	20% CVIM	70% CVIM	20% CVIM	70% CVIM
<b>VM</b>				
Dia 1 (M ± DP)	32,48 ± 23,54	43,84 ± 20,36	26,14 ± 15,49	28,14 ± 25,84
Dia 2 (M ± DP)	25,53 ± 22,53	38,84 ± 24,99	23,70 ± 19,11	39,63 ± 23,04
ICC (IC - 95%)	0,04 (-0,42 - 0,49)	0,49 (0,05 - 0,77)*	0,57 (0,16 - 0,81)*	0,42 (0,01 - 0,73)*
EPM (%)	22,53 (77,67%)	16,23 (39,25%)	11,14 (44,70%)	18,02 (53,18%)
MD%	62,43	44,96	31,72	49,91
<b>RF</b>				
Dia 1 (M ± DP)	20,95 ± 12,76	26,94 ± 16,87	21,36 ± 13,07	32,40 ± 27,16
Dia 2 (M ± DP)	26,95 ± 22,67	25,60 ± 19,35	16,03 ± 13,98	30,09 ± 25,20
ICC (IC - 95%)	-0,31 (-0,69 - 0,17)#	0,43 (-0,03 - 0,74)*	0,07 (-0,37 - 0,50)	0,42 (-0,05 - 0,72)*
EPM (%)	21,06 (74,02%)	13,77 (52,41%)	12,98 (69,44%)	20,02 (64,66%)
MD%	58,33	38,14	35,96	55,45
<b>VL</b>				
Dia 1 (M ± DP)	32,35 ± 26,46	37,05 ± 21,58	22,75 ± 21,27	37,83 ± 22,93
Dia 2 (M ± DP)	27,87 ± 19,03	28,75 ± 13,15	23,00 ± 21,93	27,81 ± 22,72
ICC (IC - 95%)	0,17 (-0,31 - 0,59)	0,35 (-0,07 - 0,68)	0,24 (-0,26 - 0,63)	0,31 (-0,12 - 0,66)
EPM (%)	20,94 (69,54%)	14,08 (42,79%)	18,88 (82,53%)	18,70 (56,97%)
MD%	58,00	39,01	52,31	51,80

\* Valores significantes para o Teste de Fisher (p<0,05).

# Valores negativos de CCI devido à variância entre os sujeitos ser maior que a variância dentro os sujeitos.



Nas três porções musculares observa-se uma reprodutibilidade pobre para os valores de tempo do  $MF_{Fmed}$  e  $MF_{RMS}$ , acompanhados de altos valores de EPM e MD. Nota-se também uma tendência de haver uma melhor reprodutibilidade no  $MF_{Fmed}$  e  $MF_{RMS}$  obtido em alta carga quando comparado com o  $MF_{Fmed}$  e  $MF_{RMS}$  obtido em baixa carga.

### 3.3. *Fmed e RMS*

Na Tabela 3, para a  $Fmed_i$  observa-se uma reprodutibilidade pobre nos testes a 20% e 70% da CVIM para as três porções musculares, entretanto os valores de EPM (variando de 3% a 5% da média) e de MD (variando de 9% a 15% da média) foram baixos. A  $Fmed$  do  $MF_{Fmed}$  apresentou uma reprodutibilidade pobre para o teste a 70% da CVIM e de pobre a boa para os testes a 20% da CVIM. Os valores de EPM e de MD nos testes a 20% da CVIM para o  $MF_{Fmed}$  foram muito maiores (variando de 42% a 48% da média) do que os achados na  $Fmed_i$  e na  $Fmed_F$ , porém nos testes a 70% da CVIM os valores tenderam a ser semelhantes. A  $Fmed_F$  apresentou de maneira geral uma reprodutibilidade pobre, acompanhada de valores baixos de EPM e MD.

Ao observarmos a reprodutibilidade do RMS (Tabela 3), nota-se que o  $RMS_i$  a 20% da CVIM apresentou bons valores de reprodutibilidade acompanhados de baixos valores de EPM e de MD para os três músculos. Nos testes a 70% da CVIM a reprodutibilidade do  $RMS_i$  foi pobre para o VM e VL e excelente para o RF, apresentando valores baixos de EPM e valores altos de MD. Os valores de RMS extraídos do  $MF_{RMS}$  a 20% da CVIM apresentou uma reprodutibilidade excelente para o RF, boa para o VM e pobre para o VL, porém a 70% da CVIM os três músculos apresentaram uma reprodutibilidade pobre. Em relação aos valores de

EPM e de MD, os três músculos mostraram valores baixos para os testes a 20% e valores altos para os testes a 70% da CVIM. Por fim, para o  $RMS_F$  observou-se uma reprodutibilidade excelente a 20% da CVIM para os três músculos e a 70% da CVIM ela foi boa para o VM e RF e pobre para o VL. Os valores de EPM foram baixos para ambas as cargas e a MD foi maior para os testes a 70% quando comparado com os testes a 20%.

**Tabela 3.** Índices de confiabilidade dos valores de Fmed e de RMS para os testes de fadiga a 20% e 70% da CVIM.

	VM			RF			VL		
	$ICC_{2,1}$ (IC - 95%)	EPM (%)	MD%	$ICC_{2,1}$ (IC - 95%)	EPM (%)	MD%	$ICC_{2,1}$ (IC - 95%)	EPM (%)	MD%
<b>Fmed</b>									
<i>20% CVIM</i>									
Fmed <sub>i</sub>	-0,17 (-0,60 - 0,32) <sup>#</sup>	5,34 (5,35%)	14,79	-0,34 (-0,66 - 0,12) <sup>#</sup>	3,90 (3,90%)	10,80	-0,24 (-0,66 - 0,26) <sup>#</sup>	5,66 (5,64%)	15,67
MF <sub>Fmed</sub>	0,67 (0,32 - 0,86)*	15,28 (16,55%)	42,32	-0,13 (-0,54 - 0,33) <sup>#</sup>	17,10 (18,47%)	47,38	0,60 (0,20 - 0,83)*	17,48 (18,30%)	48,42
Fmed <sub>F</sub>	0,58 (0,17 - 0,82)*	6,70 (7,47%)	18,56	0,64 (0,26 - 0,85)*	4,60 (5,45%)	12,76	0,40 (-0,07 - 0,72)*	7,94 (8,73%)	22,01
<i>70% CVIM</i>									
Fmed <sub>i</sub>	0,08 (-0,40 - 0,52)	4,92 (4,95%)	13,62	0,38 (-0,09 - 0,71)	3,42 (3,51%)	9,47	-0,14 (-0,60 - 0,35) <sup>#</sup>	3,78 (3,85%)	10,49
MF <sub>Fmed</sub>	0,23 (-0,24 - 0,61)	4,28 (4,70%)	11,88	0,30 (-0,19 - 0,67)	4,61 (5,08%)	12,77	0,18 (-0,24 - 0,57)	14,40 (15,61%)	39,90
Fmed <sub>F</sub>	0,56 (0,14 - 0,81)*	5,61 (6,79%)	15,55	0,49 (0,03 - 0,77)*	6,65 (8,79%)	18,43	0,48 (0,02 - 0,77)*	5,56 (6,70%)	15,42
<b>RMS</b>									
<i>20% CVIM</i>									
RMS <sub>i</sub>	0,74 (0,43 - 0,89)*	4,74 (15,73%)	13,15	0,78 (0,51 - 0,91)*	4,56 (15,98%)	12,64	0,79 (0,52 - 0,91)*	4,88 (17,96%)	13,54
MF <sub>RMS</sub>	0,76 (0,48 - 0,90)*	4,68 (14,13%)	12,96	0,82 (0,60 - 0,93)*	4,29 (15,10%)	11,89	0,45 (-0,02 - 0,75)*	9,83 (32,81%)	27,23
RMS <sub>F</sub>	0,87 (0,70 - 0,95)*	6,21 (12,99%)	17,21	0,87 (0,68 - 0,95)*	6,24 (16,44%)	17,30	0,83 (0,60 - 0,93)*	8,83 (19,62%)	24,47
<i>70% CVIM</i>									
RMS <sub>i</sub>	0,41 (-0,06 - 0,73)*	12,71 (17,52%)	35,20	0,82 (0,60 - 0,93)*	10,91 (13,88%)	30,22	0,58 (0,16 - 0,82)*	11,74 (17,83%)	32,54
MF <sub>RMS</sub>	0,17 (-0,26 - 0,56)	24,30 (31,04%)	67,31	0,13 (-0,34 - 0,55)	33,53 (43,85%)	92,87	0,58 (0,18 - 0,82)*	17,89 (25,43%)	49,56
RMS <sub>F</sub>	0,64 (0,25 - 0,85)*	15,09 (16,80%)	41,80	0,76 (0,47 - 0,90)*	15,34 (19,15%)	42,51	0,58 (0,16 - 0,82)*	17,35 (21,66%)	48,08

\* Valores significantes para o Teste de Fisher ( $p < 0,05$ ).

# Valores negativos de CCI devido à covariância média negativa entre os itens. Isso viola pressupostos do modelo de reprodutibilidade.

### 3.4. Potência das bandas de frequência

A Tabela 4 mostra a reprodutibilidade das potências presentes nas bandas de baixa frequência ( $B_{BF}$ ), média frequência ( $B_{MF}$ ) e alta frequência ( $B_{AF}$ ) do espectro do sinal EMG obtido no início, no MF<sub>Fmed</sub> e no final dos testes de fadiga a 20% e 70% da CVIM.

### 3.4.1. Banda de baixa frequência ( $B_{BF}$ )

Na  $B_{BF}$  o RF apresenta no início do teste uma reprodutibilidade de boa a excelente, enquanto que o VM e o VL apresentam uma reprodutibilidade de pobre a boa. No  $MF_{Fmed}$  da  $B_{BF}$  o RF apresentou uma boa reprodutibilidade em ambas as cargas, o VM uma reprodutibilidade pobre também em ambas as cargas, porém o VL demonstrou uma reprodutibilidade boa a 20% da CVIM e pobre a 70% da CVIM. Já os valores de CCI obtidos na  $B_{BF}$  durante o final do teste foram excelentes para o RF e bons para o VL em ambas as cargas, porém o VM se demonstrou pouco reprodutível a 70% da CVIM (CCI = 0,58) e reprodutível a 20% da CVIM (CCI = 0,74). Nos três momentos de análise da  $B_{BF}$  os valores de EPM e de MD foram pequenos, exceto para o final do RF a 20% da CVIM (EPM = 40,41% Outro comportamento observado nestes índices de reprodutibilidade absoluta (EPM e MD) foi que ambos tenderam a ser maiores no  $MF_{Fmed}$ , quando comparado com os valores iniciais e finais.

### 3.4.2. Banda de média frequência ( $B_{MF}$ )

Nos valores iniciais da  $B_{MF}$  o RF apresentou valores excelentes de reprodutibilidade e o VM e VL uma boa reprodutibilidade, em ambas as cargas. No  $MF_{Fmed}$  da  $B_{MF}$  a reprodutibilidade do RF foi pobre a 20% da CVIM e excelente a 70% da CVIM; a do VM e VL foram boas a 20% da CVIM e pobres a 70% da CVIM. A análise da reprodutibilidade dos valores finais demonstram que o RF novamente foi excelente em ambas as cargas e o VM e VL apresentaram valores pobres e bons de reprodutibilidade. Os índices de reprodutibilidade absoluta também demonstraram a presença de um erro pequeno nas medições.

**Tabela 4.** Índices de confiabilidade das potencias presentes na  $B_{BF}$ ,  $B_{MF}$  e  $B_{AF}$  nos testes de fadiga a 20% e 70% da CVIM.

	VM			RF			VL		
	$ICC_{2,1}$ (IC - 95%)	EPM (%)	MD%	$ICC_{2,1}$ (IC - 95%)	EPM (%)	MD%	$ICC_{2,1}$ (IC - 95%)	EPM (%)	MD
<b><math>B_{BF}</math></b>									
<i>20% CVIM</i>									
Início	0,71 (0,28 - 0,89)*	2,91 (8,43%)	8,06	0,84 (0,47 - 0,94)*	2,19 (9,47%)	6,06	0,58 (0,19 - 0,81)*	4,49 (14,16%)	13,84
MF <sub>Fmed</sub>	0,58 (0,16 - 0,82)*	8,58 (21,01%)	23,79	0,60 (0,20 - 0,83)*	6,43 (10,9%)	17,83	0,79 (0,54 - 0,91)*	5,49 (15,51%)	15,21
Final	0,74 (0,43 - 0,89)*	4,29 (9,66%)	11,88	0,92 (0,81 - 0,97)*	4,02 (40,41%)	11,05	0,77 (0,48 - 0,90)*	5,07 (12,57%)	14,07
<i>70% CVIM</i>									
Início	0,51 (0,09 - 0,78)*	4,06 (13,14%)	11,24	0,76 (0,47 - 0,90)*	2,66 (12,90%)	7,39	0,77 (0,50 - 0,90)*	2,57 (9,78%)	7,12
MF <sub>Fmed</sub>	0,32 (-0,11 - 0,67)	5,62 (14,64%)	15,57	0,68 (0,33 - 0,87)*	4,40 (16,11%)	12,20	0,59 (0,17 - 0,82)*	5,64 (17,34%)	15,63
Final	0,58 (0,16 - 0,82)*	5,21 (10,95%)	14,44	0,90 (0,76 - 0,96)*	4,37 (9,54%)	12,13	0,73 (0,43 - 0,89)*	5,33 (12,47%)	14,78
<b><math>B_{MF}</math></b>									
<i>20% CVIM</i>									
Início	0,69 (0,33 - 0,87)*	3,14 (8,35%)	8,70	0,94 (0,80 - 0,97)*	1,59 (3,90%)	4,42	0,71 (0,39 - 0,88)*	1,95 (4,86%)	5,41
MF <sub>Fmed</sub>	0,76 (0,47 - 0,90)*	5,27 (14,52%)	14,61	0,44 (0,01 - 0,74)*	6,18 (15,55%)	17,12	0,71 (0,38 - 0,79)*	6,41 (16,38%)	17,77
Final	0,59 (0,19 - 0,83)*	2,53 (7,17%)	7,01	0,89 (0,74 - 0,95)*	1,56 (4,14%)	4,33	0,63 (0,25 - 0,84)*	2,46 (6,52%)	6,82
<i>70% CVIM</i>									
Início	0,79 (0,53 - 0,92)*	2,76 (6,89%)	7,66	0,88 (0,72 - 0,95)*	2,54 (5,81%)	7,04	0,78 (0,52 - 0,91)*	2,02 (4,78%)	5,59
MF <sub>Fmed</sub>	0,52 (0,07 - 0,79)*	3,49 (9,18%)	9,68	0,81 (0,56 - 0,92)*	2,48 (5,82%)	6,87	0,31 (-0,13 - 0,66)	6,26 (15,58%)	17,35
Final	0,72 (0,38 - 0,88)*	2,55 (7,23%)	7,07	0,81 (0,57 - 0,92)*	2,77 (7,30%)	7,67	0,53 (0,09 - 0,80)*	2,95 (7,81%)	2,18
<b><math>B_{AF}</math></b>									
<i>20% CVIM</i>									
Início	0,64 (0,28 - 0,84)*	0,46 (16,91%)	1,29	0,97 (0,94 - 0,99)*	0,83 (23,78%)	2,31	0,75 (0,45 - 0,90)*	0,47 (17,40%)	1,32
MF <sub>Fmed</sub>	0,50 (0,08 - 0,77)*	0,58 (23,06%)	1,63	0,54 (0,13 - 0,80)*	1,09 (33,53%)	3,02	0,47 (0,04 - 0,76)*	0,76 (32,06%)	2,12
Final	0,74 (0,44 - 0,89)*	0,37 (19,07%)	1,04	0,94 (0,86 - 0,98)*	0,32 (11,63%)	0,91	0,85 (0,64 - 0,94)*	0,38 (18,53%)	1,06
<i>70% CVIM</i>									
Início	0,81 (0,31 - 0,94)*	0,99 (36,46%)	2,74	0,89 (0,74 - 0,95)*	0,52 (15,75%)	1,44	0,76 (0,47 - 0,90)*	0,48 (16,63%)	1,34
MF <sub>Fmed</sub>	0,73 (0,14 - 0,91)*	0,94 (42,24%)	2,61	0,81 (0,57 - 0,92)*	0,57 (20,72%)	1,60	0,49 (0,05 - 0,77)*	0,69 (27,11%)	1,93
Final	0,66 (0,31 - 0,86)*	0,41 (25,78%)	1,16	0,96 (0,90 - 0,98)*	0,64 (44,44%)	1,77	0,83 (0,61 - 0,93)*	0,41 (22,90%)	3,67

\* Valores significantes para o Teste de Fisher ( $p < 0,05$ ).

### 3.4.3. Banda de alta frequência ( $B_{AF}$ )

A  $B_{AF}$  apresentou valores iniciais e finais excelentes de reprodutibilidade em ambas as cargas para as três porções musculares. No MF<sub>Fmed</sub> da  $B_{AF}$  a reprodutibilidade foi pobre a 20% da CVIM para os três músculos, porém a 70% da CVIM o único musculo que se demonstrou pouco reprodutível foi o VL (CCI = 0,49). Nos valores finais da  $B_{AF}$  a reprodutibilidade foi excelente para o RF e o VL em ambas as cargas e boa para o VM. De maneira geral, os valores de EPM foram moderados e acompanhados de uma MD muito baixa, evidenciando que as

potências presentes nesta faixa de frequência apresentam uma sensibilidade maior a mudanças reais nas medidas do que as outras bandas de potência (MD variando de 1% a 3% da média).

## 4. Discussão

### 4.1. Tempo de exercício e tempo do $MF_{Fmed}$ e $MF_{RMS}$

O tempo das contrações isométricas sustentadas mostraram diferentes valores de reprodutibilidade, demonstrando ser dependente da carga exercida durante o teste. Para os exercícios realizados a 70% da CVIM os valores de tempo apresentaram uma reprodutibilidade pobre e a 20% da CVIM uma reprodutibilidade excelente. Mathur (2005) encontrou valores discordantes de tempos e de reprodutibilidade (CCI = 0,85; EPM = 10 s) em testes a 80% da CVIM, porém em contrações sustentadas a 20% da CVIM a reprodutibilidade foi semelhante (CCI = 0,96; EPM = 58 s) com a presença de valores de tempo muito maiores ( $379 \pm 138$  s para o primeiro dia e  $400 \pm 198$  s para o segundo dia). Sugere-se que a explicação para os valores de tempo no presente estudo terem sido menores em ambas as cargas e acompanhados de uma menor variabilidade está relacionada a escolha dos critérios para a interrupção do teste de fadiga. Nós consideramos como exaustão uma diminuição superior a 10% da carga alvo (Callaghan et al., 2009), enquanto que o outro estudo considerou-se uma diminuição superior a 20% da carga alvo, possibilitando desta forma que os indivíduos executassem os testes de fadiga por um período de tempo muito maior.

Os valores de tempo encontrados no  $MF_{Fmed}$  e no  $MF_{RMS}$  apresentaram uma reprodutibilidade pobre para os três músculos e em ambas as cargas. Observa-se que os valores apresentam uma alta variabilidade, tanto relativa quanto absoluta, porém trata-se do primeiro estudo que aborda a reprodutibilidade do tempo no momento da instalação do processo de fadiga muscular localizada por meio do comportamento da  $Fmed$  e do  $RMS$ , não tendo encontrado nas bases consultadas estudos semelhantes para discutir tais comportamentos.

#### 4.2. *Fmed*

Os valores iniciais e finais de  $Fmed$ , em ambas as cargas, apresentaram valores pobres de reprodutibilidade para os três músculos (exceto o RF a 20% da CVIM). Estes dados não estão de acordo com Mathur et al. (2005), que verificaram uma reprodutibilidade de moderada a alta para os valores iniciais e finais de  $Fmed$  em contrações de baixa e alta intensidade. Outros estudos utilizando protocolos com contrações submáximas sustentadas apresentaram boa reprodutibilidade para os valores iniciais de  $Fmed$  nos músculos extensores de tronco (Elfving et al., 1999), extensores de cotovelo (Bilodeau et al., 1994) e quadríceps femoral (Rainoldi et al., 2001).

Koolmitzer et al. (1999) encontrou que o RF tem uma maior reprodutibilidade a 50% da CVIM do que o VM e o VL e Mathur et al. (2005) mostrou que o RF possui a maior reprodutibilidade relativa e absoluta para os valores iniciais e finais de  $Fmed$ , comparado com o VM e o VL a 20% e 80% da CVIM. Os autores destes dois estudos relatam que a posição da coxa durante os testes de fadiga pode explicar a maior variabilidade dos sinais EMG do VL e do VM durante a extensão de joelho.

Uma ligeira rotação interna ou externa de quadril pode alterar a maneira com que cada um desses músculos é recrutado, aumentando a variabilidade dos dados entre os dias (Mannion e Dolan, 1996).

Os valores de reprodutibilidade encontrados no  $MF_{F_{med}}$  foram pobres a 70% da CVIM, com valores baixos de EPM e MD, e foram bons apenas para o VM e o VL a 20% da CVIM, com valores altos de EPM e MD. Entende-se que valores altos de CCI acompanhados de baixa reprodutibilidade absoluta são um indicativo de que tais medidas não são adequadas o suficiente para uma futura aplicação clínica (Rainoldi et al., 2001).

#### 4.3. RMS

De uma maneira geral, os valores de reprodutibilidade de RMS em nosso estudo foram de bons a excelentes a 20% da CVIM, tendo uma pior reprodutibilidade a 70% da CVIM. Estes achados discordam de Mathur et al. (2005), que encontrou uma boa reprodutibilidade para o  $RMS_I$  e  $RMS_F$  em ambas as cargas, tendo um melhor desempenho a 20% da CVIM. A piora da reprodutibilidade em altas cargas pode estar relacionada com a sensibilidade que as variáveis extraídas no domínio do tempo possuem com a força gerada durante um exercício (Dowling, 1997; Dideriksen et al., 2010). Sabe-se que existe uma relação direta entre a produção e a variabilidade da força produzida, ou seja, em exercícios que exigem um alto nível de esforço muscular observam-se valores maiores de variabilidade da força gerada e, portanto, um aumento na variabilidade dentre os sujeitos. Este comportamento verificado em altas cargas pode ter contribuído para um maior grau de variabilidade

na amplitude do sinal EMG entre dias, tendo sido responsável pelos valores baixos de reprodutibilidade (Mathur et al., 2005)

#### *4.4. Bandas de baixa, média e alta frequência*

Pela primeira vez um estudo avalia o comportamento entre dias das potências presentes em bandas específicas do espectro de frequência, com o objetivo de verificar a reprodutibilidade das mesmas durante a instalação do processo de fadiga muscular localizada. Pode-se observar, de uma maneira geral, que a  $B_{AF}$  teve um padrão de reprodutibilidade melhor que a  $B_{MF}$ , seguida pela  $B_{BF}$ . Esta análise em especial foi realizada, pois é descrito na literatura que o método mais comum para visualizar o processo de fadiga muscular baseia-se no cálculo da taxa de compressão do espectro de frequência do sinal em função do tempo de exercício (Moritani et al., 1993; Merletti et al., 1997). Em situações de fadiga muscular observa-se uma diminuição das taxas de disparo das unidades motoras que contribui para que ocorram mudanças na densidade do espectro de potência do sinal, caracterizando uma alteração no estado fisiológico muscular (Boyas e Guével et al., 2011). Sabe-se que a compressão do espectro para componentes de baixa frequência caracteriza um indicador de que o músculo exercitado está trabalhando em regime de fadiga (Merletti et al., 1991; DeLuca, 1997), no qual é possível observar um aumento simultâneo nos componentes de baixa frequência e uma diminuição nos componentes de alta frequência, sendo que este último acontece de forma mais discreta (Hary et al., 1982; Lowery et al., 2002). Diante disso, entendemos que ao dividirmos o espectro de frequência em bandas de baixa, média e alta frequência, podemos observar de uma maneira mais precisa o comportamento



das potências durante a instalação da fadiga muscular. Ao analisarmos os músculos individualmente percebemos que o RF apresentou valores mais consistentes de reprodutibilidade, seguidos pelo VL e pelo VM.

#### 4.5. Considerações sobre o CCI

Neste estudo o CCI foi utilizado para verificar a reprodutibilidade de variáveis extraídas do sinal EMG durante contrações isométricas sustentadas. Nota-se em algumas tabelas a presença de valores negativos de CCI e a presença de valores significantes para o Teste de Fisher (*F-test*). Sabe-se que o comportamento do ICC é dependente da variabilidade presente entre as variáveis extraídas de cada sujeito, sendo um índice de confiabilidade relativa das medidas, expresso pela razão entre a variância entre os sujeitos e a variância dentro dos sujeitos (Mathur et al., 2005). A avaliação desta variabilidade pode ser realizada analisando a significância da variância entre os sujeitos. Se os resultados dos sujeitos são homogêneos, esta fonte de variância não será significativa. Sabe-se que quando a variância entre sujeitos não é significativa, os limites reais do CCI não coincidem com os limites teóricos (0,00 - 1,00) e, desta forma, é possível que valores negativos de CCI sejam obtidos, e quando isso ocorre, esses valores não podem ser considerados. Portanto, é de grande importância que o pesquisador esteja ciente sobre estes aspectos sobre o CCI e tentar obter amostras heterogêneas sempre que possível em estudos que objetivam estudar a reprodutibilidade de medidas (Portney e Watkins, 2009).

O teste que avalia a significância da variância entre os sujeitos é o *F-test*. Ele é comumente obtido pela razão entre quadrado médio entre os sujeitos pelo quadrado médio entre os itens. Quando o resultado deste teste é significativo ( $p < 0,05$ ), quer dizer que os sujeitos são diferentes um do outro. A presença dessa

diferenciação é uma condição essencial para os testes de reprodutibilidade, pois a validade do CCI estará sobre suspeita caso os valores de *F-test* não sejam significantes (Portney e Watkins, 2009). Em nosso estudo esse teste foi aplicado em todas as análises de reprodutibilidade, tendo revelado que para a reprodutibilidade dos tempos obtidos no  $MF_{Fmed}$  e no  $MF_{RMS}$  (Tabela 2) não apresentou, de maneira geral, diferenças entre indivíduos, tendo um valor negativo de CCI para o  $MF_{Fmed}$  a 20% da CVIM para o RF.

Na análise de reprodutibilidade da Fmed e do RMS (Tabela 4), observam-se valores significantes para o *F-Test* para todas as análises do RMS e um uma melhor diferenciação entre os indivíduos, exceto para o  $MF_{RMS}$  do VM a 70% da CVIM. Na mesma tabela, a Fmed apresentou poucos valores significantes para o *F-Test*, apresentando conjuntamente alguns valores negativos de CCI. Por fim, os resultados mais interessantes encontrados foram as análises de reprodutibilidade das bandas de frequência. Na Tabela 6 nota-se que o *F-test* foi significante praticamente para todas as análises, demonstrando haver uma maior confiabilidade nos valores de CCI obtidos para essas variáveis.

Rainoldi (2001) relata os mesmos problemas encontrados no presente estudo. Os autores descrevem que quando a variabilidade dentro dos sujeitos é comparável com a variabilidade entre os sujeitos, o CCI pode apresentar valores negativos, expondo desta forma umas das limitações do CCI, especialmente quando se visa uma aplicação clínica. Diante desta limitação, os autores utilizam outras técnicas estatísticas para avaliar a reprodutibilidade das medidas, sendo uma delas baseada em um *F-test* obtido por meio da variabilidade presente no erro das medidas e não na variabilidade presente entre os sujeitos, como comumente é realizado. O estudo de Rainoldi (2001) vem a demonstrar o interesse que existe por parte da

comunidade científica na busca de desenvolver outros índices de reprodutibilidade, não para substituir o CCI, mas sim para complementar as suas análises quando o mesmo não for possível de ser calculado.

Contudo, é importante ressaltar também que o CCI é um índice que não fornece informações para avaliar mudanças reais na variável investigada, ou seja, além das limitações que podem aparecer dependendo do comportamento da variabilidade das medidas, ele se configura em um índice de difícil interpretação clínica. Diante disso, tem sido sugerido por muitos autores que medições absolutas do erro tais como o EPM e a MD devem ser utilizadas junto com o CCI, permitindo assim uma melhor identificação do tamanho dos erros em relação ao tamanho das mudanças na variável que se pretende estudar (Rainoldi et al., 1999; Weir, 2005; Mathur et al., 2005; Callaghan et al., 2009; Al-Zahrani et al., 2009).

## **5. Conclusão**

Os parâmetros extraídos do sinal EMG durante as contrações isométricas submáximas sustentadas apresentaram valores diferentes de reprodutibilidade. As bandas de alta e média frequência e o RMS foram as variáveis que apresentaram melhor reprodutibilidade considerando-se o delineamento experimental proposto, seguidas pela banda de baixa frequência e pela Fmed. Neste contexto, os resultados sugerem ser viável considerar a possibilidade de caracterização do MF por meio dos parâmetros do sinal EMG que apresentam melhor reprodutibilidade.

## Referências Bibliográficas

Al-Zahrani E, Gunasekaran C, Callaghan M, Gaydecki P, Benitez D, Oldham J. Within-day and between-days reliability of quadriceps isometric muscle fatigue using mechanomyography on healthy subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009;19(4):695-703.

Allison GT, Fujiwara T. The relationship between EMG median frequency and low frequency band amplitude changes at different levels of muscle capacity. *Clinical Biomechanics*. 2002;17(6):464-9.

Auchincloss CC, McLean L. The reliability of surface EMG recorded from the pelvic floor muscles. *Journal of Neuroscience Methods*. 2009;182(1):85-96.

Basmajian JV, DeLuca CJ. *Muscles Alive. Their function revealed by electromyography*. 5th ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1987.

Bilodeau M, Arsenault AB, Gravel D, Bourbonnais D. EMG power spectrum of elbow extensors: a reliability study. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 1994 Apr-May;34(3):149-58.

Bolgia LA, Uhl TL. Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2007;17(1):102-11.

Calder KM, Agnew MJ, Stashuk DW, McLean L. Reliability of quantitative EMG analysis of the extensor carpi radialis muscle. *Journal of Neuroscience Methods*. 2008;168(2):483-93.

Callaghan MJ, McCarthy C, Oldham JA, Al-Zahrani E, Doherty P. Reliability of Surface EMG Recordings of the Quadriceps in a Healthy and a Patient Population. *Physiotherapy* 2001;87(2):84-5.

Callaghan MJ, McCarthy CJ, Oldham JA. The reliability of surface electromyography to assess quadriceps fatigue during multi joint tasks in healthy and painful knees. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009;19(1):172-80.

Cifrek M, Medved V, Tonkovic S, Ostojic S. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics*. 2009;24(4):327-40.

Contessa P, Adam A, De Luca CJ. Motor unit control and force fluctuation during fatigue. *J Appl Physiol*. 2009 Jul;107(1):235-43.

Coorevits P, Danneels L, Cambier D, Ramon H, Druyts H, Karlsson JS, et al. Test-retest reliability of wavelet - and Fourier based EMG (instantaneous) median frequencies in the evaluation of back and hip muscle fatigue during isometric back extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2008;18(5):798-806.

De Luca C. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 1997;13(2):135-63.

DeLuca CJ. Myoelectrical manifestations of localised muscle fatigue in humans. *Crit Rev Biomed Eng* 1985;11:251–79.

DeLuca CJ. Use of surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle Nerve* 1993;16:210–6.

Dideriksen JL, Farina D, Enoka RM. Influence of fatigue on the simulated relation between the amplitude of the surface electromyogram and muscle force. *Philosophical Transactions of the Royal Society a-Mathematical Physical and Engineering Sciences* 2010;13;368(1920):2765-81.

Dowling J.J. The use of electromyography for the non-invasive prediction of muscle forces. *Current issues, Sports Medicine* 24 (1997) 82–96.

Ebersole KT, O'Connor KM, Wier AP. Mechanomyographic and electromyographic responses to repeated concentric muscle actions of the quadriceps femoris. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2006;16(2):149-57.

Elfving B, Németh G, Arvidsson I, Lamontagne M. Reliability of EMG spectral parameters in repeated measurements of back muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1999;9(4):235-43.

Fitts RH. Muscle fatigue: the cellular aspects. *Am J Sports Med* 1996;24(6 Suppl):S9–S13.

Hary D, Belman MJ, Propst J, Lewis S. A statistical analysis of the spectral moments used in EMG tests of endurance. *J Appl Physiol*. 1982 September 1, 1982;53(3):779-83.

Herda TJ, Ryan ED, Beck TW, Costa PB, DeFreitas JM, Stout JR, et al. Reliability of mechanomyographic amplitude and mean power frequency during isometric step and ramp muscle actions. *Journal of Neuroscience Methods* 2008;171(1):104-9.

Kollmitzer J, Ebenbichler GR, Kopf A. Reliability of electromyographic measurements. *Clin Neuro Physiol* 1999;110:725–34.

Lee J, Jung M-Y, Kim S-H. Reliability of spike and turn variables of surface EMG during isometric voluntary contractions of the biceps brachii muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2011;21(1):119-27.

Lindeman E, Spaans F, Reulen JPH, Leffers P, Drukker J. Surface EMG of proximal leg muscles in neuromuscular patients and in healthy controls. Relations to force and fatigue. *J Electromyogr Kinesiol* 1999;9(5):299-307.

Lowery M, Nolan P, O'Malley M. Electromyogram median frequency, spectral compression and muscle fibre conduction velocity during sustained sub-maximal

contraction of the brachioradialis muscle. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002 Apr;12(2):111-8.

Maisetti O, Guevel A, Legros P, Hogrel J-Y. SEMG power spectrum changes during a sustained 50% maximum voluntary isometric torque do not depend upon the prior knowledge of the exercise duration. *J Electromyogr Kinesiol* 2002;12:103–9.

Mannion AF, Dolan P. Relationship between myoelectric and mechanical manifestations of fatigue in the quadriceps femoris muscle group. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology.* 1996 Nov;74(5):411-9.

Mathur S, Eng JJ, MacIntyre DL. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2005;15(1):102-10.

Merletti R, LoConte LR. Surface EMG signal processing during isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 1997;7(4):241-50.

Moritani T, Takaishi T, Matsumoto T. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. *J Appl Physiol* 1993;74(4):1729-34.

Pincivero DM, Coelho AJ, Campy RM, Salfetnikov Y, Suter E. Knee extensor torque and quadriceps femoris EMG during perceptually-guided isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2003;13(2):159-67.

Pincivero DM, Green RC, Mark JD, Campy RM. Gender and muscle differences in EMG amplitude and median frequency, and variability during maximal voluntary contractions of the quadriceps femoris. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10(3):189-96.

Place N, Maffiuletti NA, Martin A, Lepers R. Assessment of the reliability of central and peripheral fatigue after sustained maximal voluntary contraction of the quadriceps muscle. *Muscle & Nerve.* 2007;35(4):486-95.

Portney LG, Watkins MP. *Foundations of Clinical Research: Applications to Practice:* Pearson/Prentice Hall; 2009.

Rainoldi A, Bullock-Saxton JE, 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* 2001;11:425–38.

Rainoldi A, Falla D, Mellor R, Bennell K, Hodges P. Myoelectric manifestations of fatigue in vastus lateralis, medialis obliquus and medialis longus muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2008;18(6):1032-7.

Rainoldi A, Galardi G, Madema L, Comi G, LoConte LR, Merletti R. Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. *J Electromyogr Kinesiol* 1999;9:105–19.

Rainoldi A, Nazzaro M, Merletti R, Farina D, Caruso I, Gaudenti S. Geometrical factors in dynamic surface EMG of the vastus medialis and lateralis. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10(5):327–36.

Soo Y, Sugi M, Nishino M, Yokoi H, Arai T, Kato R, et al. Quantitative estimation of muscle fatigue using surface electromyography during static muscle contraction. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2009;2009:2975-8.

Sung PS, Zurcher U, Kaufman M. Reliability difference between spectral and entropic measures of erector spinae muscle fatigability. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2010;20(1):25-30.

Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *Journal of Strength and Conditioning Research.* [Review]. 2005 Feb;19(1):231-40.





“ANÁLISE MULTIVARIADA APLICADA A PARÂMETROS TEMPORAIS E DE  
FREQUÊNCIA DO SINAL EMG PARA CARACTERIZAÇÃO DA FADIGA MUSCULAR  
LOCALIZADA”

CRISTIANO ROCHA DA SILVA<sup>1</sup>, NERI ALVES<sup>1,2</sup>, RUBEN DE FARIA NEGRÃO  
FILHO<sup>1</sup>, FÁBIO MÍCOLIS DE AZEVEDO<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratório de Biomecânica e Controle Motor - Faculdade de Ciências e Tecnologia  
- Univ. Estadual Paulista. Presidente Prudente, São Paulo, Brasil.

<sup>2</sup> Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia EESC/FMRP/IQSC -  
Univ. de São Paulo, São Carlos, São Paulo, Brasil.

Autor Responsável: Fábio Mícolis de Azevedo, Rua Roberto Simonsen, 305, CEP  
19060-900, Departamento de Fisioterapia, Presidente Prudente (SP), Brasil.

Telefone: +55 (18) 3229-5820

E-mail: micolis@fct.unesp.br

Palavras-chave: Eletromiografia; Fadiga muscular; Reprodutibilidade; Músculo  
Quadríceps; Análise multivariada.

## Resumo

O objetivo deste estudo foi aplicar uma análise estatística multivariada em variáveis extraídas no domínio do tempo e da frequência do sinal EMG durante a instalação do processo de fadiga muscular. Dezoito homens saudáveis realizaram uma extensão isométrica sustentada de joelho a 20% e 70% da contração voluntária isométrica máxima (CVIM) até a exaustão. Durante o teste, os sinais eletromiográficos foram registrados em duas porções do músculo quadriceps femoral: vasto medial (VM) e vasto lateral (VL). Por meio da aplicação da análise de componentes principais (PCA) foi possível diminuir a dimensionalidade dos dados, porém não foi possível identificar uma diferenciação entre o início, momento da instalação da fadiga muscular e o final do teste. A análise gráfica do PCA permite observar uma tendência de afastamento entre o comportamento das variáveis extraídas no início e no final do teste. Nas análises individuais dos sujeitos o modelo estatístico proposto foi capaz de diferenciar os momentos, tendo o MF ficando próximo aos valores obtidos no início e no final dos testes, reforçando o entendimento de que este momento em especial representa o período de transição entre uma condição sem fadiga para uma condição com fadiga. A aplicação do PCA em dados obtidos do sinal EMG revela ser uma metodologia viável e interessante, permitindo uma diminuição da dimensionalidade dos dados, contribuindo para um aperfeiçoamento metodológico na caracterização da fadiga muscular.

## 1. Introdução

A eletromiografia de superfície é uma técnica relativamente simples, amplamente utilizada no campo da clínica e da pesquisa em biomecânica, permitindo a investigação dos padrões de ativação neuromuscular por meio do sinal eletromiográfico (EMG). Entretanto, apesar de serem simples os métodos de aquisição de sinais EMG, os procedimentos necessários para a análise destes são muitas vezes complexos e sofisticados. Uma razão para essa complexidade decorre da natureza intrínseca dos sinais, que podem variar dependendo da atividade realizada, dos músculos avaliados, dentre outros (Bosco, 2010).

As análises convencionais aplicadas ao sinal EMG, particularmente no ambiente clínico, são bem descritas na literatura, tendo a raiz quadrada da média (RMS) e a frequência mediana (Fmed) importante papel na caracterização de processos fisiológicos, como por exemplo, a fadiga muscular (Kiryu et al. 1997). Com o objetivo de melhorar as rotinas de análises do sinal EMG, observou-se na última década, em paralelo com o rápido aumento do poder computacional disponível, o desenvolvimento de uma série de análises quantitativas para aplicação ao sinal EMG (Von-Tscharner e Herzog, 2007). O princípio comum dessas análises é a decomposição do sinal EMG em um pequeno conjunto de dados que contêm a maioria das características relevantes dos padrões originais de ativação (Bosco, 2010).

A decomposição do sinal EMG pode ser feito no domínio do tempo e da frequência. Exemplos de decomposição do sinal no domínio da frequência são representados pela análise de Fourier (Rainoldi, 2008) e, em parte, pela análise de Wavelet (Kilby et al., 2004; Maitrot et al., 2005). A maioria dos métodos que foram desenvolvidos para operar a decomposição do sinal no domínio do tempo são,

essencialmente, variantes da análise fatorial (Gorsuch, 1983), destacando-se dentre elas a análise de componentes principais (PCA) (Tabernig e Acevedo, 2008). Embora não haja um método de fatoração definitivo e único, a escolha entre eles deve ser cuidadosamente avaliada pelo pesquisador com base nas características inerentes do conjunto de dados a analisar. Diante disso o PCA destaca-se pela sua simplicidade conceitual e também por razões práticas, uma vez que é presente na maioria dos pacotes comerciais de software em estatística (Bosco, 2010).

Observa-se dentro da biomecânica o uso de ferramentas, como a eletromiografia de superfície, que permitem a mensuração de variáveis causais e descritivas da fadiga muscular. Contudo, quando diferentes variáveis extraídas do sinal EMG medem o mesmo fenômeno, os processos de correlação linear e não linear interferem na análise. Para reduzir tal efeito é preciso remover os efeitos de correlação entre variáveis para torná-las independentes, tendo o PCA grande contribuição quanto a este objetivo (Mochizuki e Amadio, 2007).

Dependendo do fenômeno fisiológico investigado, a utilização de múltiplas variáveis se faz necessário para compor um indicador que pode ser utilizado para o processo que pode sofrer influência de diversos fatores intrínsecos e extrínsecos ao sistema em análise. Diante disso, é importante considerar simultaneamente todas as informações obtidas pelas variáveis em estudo e entender se as eventuais relações observadas são próprias delas mesmas ou interferência de terceiras. A abordagem multivariada é, portanto, um compromisso do pesquisador com a produção de conhecimento, revelando associações entre variáveis e a influência de seus comportamentos diante da variabilidade total do sistema avaliado (Pereira, 2004).

Diante do exposto, o objetivo deste estudo consistiu em aplicar o PCA em variáveis extraídas do sinal EMG no domínio do tempo e da frequência do músculo

quadríceps em três momentos distintos de um protocolo de exercício isométrico com diferentes níveis de cargas para a indução da fadiga muscular localizada, são eles: i) início do teste; ii) momento da instalação da fadiga muscular; iii) final do teste. Dessa forma, será possível diferenciar estes três momentos específicos, contribuindo para a caracterização do processo de fadiga muscular localizada.

## **2. Materiais e Métodos**

### *2.1. Grupo Amostral*

A determinação do número de sujeitos necessários para o estudo de reprodutibilidade foi baseada nos cálculos de Walter et al. (1998), que desenvolveu uma fórmula para definir o número de participantes necessários em um estudo de reprodutibilidade. Considerando um nível de significância de 5%, o cálculo amostral indicou a necessidade da avaliação de pelo menos 14 sujeitos.

O presente estudo avaliou 18 sujeitos do gênero masculino, com idade de  $21,11 \pm 2,54$  anos, massa de  $79,18 \pm 13,03$  kg, altura de  $166,49 \pm 6,58$  cm e índice de massa corpórea de  $25,30 \pm 3,31$  kg/m<sup>2</sup>. Todos os voluntários não apresentavam qualquer desordem neuromuscular e/ou articular, no membro inferior dominante, em um período inferior a 18 meses. O membro dominante foi determinado baseando-se na preferência do sujeito em realizar um gesto de chute (Ebersole et al., 2006). Todos os sujeitos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido antes dos testes, e os procedimentos utilizados neste estudo foram aprovados Comitê de Ética Local da Universidade.

## 2.2. Medições eletromiográficas

Para a aquisição do sinal EMG foram utilizados três pares de eletrodos de superfície, em configuração bipolar (modelo Meditrace<sup>®</sup>, marca 3M<sup>®</sup>, com superfícies de captação de Ag/AgCl e com 10mm de diâmetro). No cabo do eletrodo havia um circuito pré-amplificador com ganho de 20 vezes, Modo de Rejeição Comum maior que 80 dB e impedância de 1 K $\Omega$ . Para fixação dos eletrodos, primeiro foi localizado os pontos motores por meio de eletroestimulação e após a localização e marcação do ponto os eletrodos foram posicionados paralelamente nos músculos vasto medial (VM), vasto lateral (VL) e reto femoral (RF), separados entre si por 20 mm e fixados a aproximadamente 2 cm do ponto motor na direção da fibra muscular (De Luca, 1997).

A fixação dos eletrodos no mesmo local é uma condição importante para reduzir a variabilidade das medidas inerentes ao seu posicionamento, principalmente em um estudo de reprodutibilidade. Com o objetivo de garantir o mesmo posicionamento dos eletrodos nos dois dias de coleta de dados, foi desenvolvido um sistema de gabarito, no qual se demarcava em uma folha de transparência a borda superior da patela, a espinha íliaca anterossuperior e o ponto motor encontrado em cada músculo. Após as demarcações uma linha era traçada entre o centro da borda superior da patela e a espinha íliaca anterossuperior. Quando o sujeito retornava para um novo dia de teste, essa transparência foi alinhada com a patela e a espinha íliaca anterossuperior, e a partir desta referência, as marcações dos pontos foram realizadas.

Os sinais EMG foram captados em um módulo condicionador de sinais (modelo BIO EMG 1000<sup>®</sup>, marca LYNX<sup>®</sup> Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo - SP, Brasil). Nesse módulo dois canais foram configurados para a aquisição de sinais

EMG apresentando ganho final de 1000 vezes e frequência de amostragem de 4000 Hz. A aquisição e o armazenamento dos sinais em arquivos de dados foram feitos através do *software* Bioinspector 1.8 (LYNX<sup>®</sup>). Durante o teste de fadiga a monitoração da força aplicada pelo sujeito foi realizada por meio de uma célula de carga (modelo MM<sup>®</sup>, marca KRATOS<sup>®</sup>, Cotia - SP, Brasil), sincronizada com a coleta de sinais EMG. Um canal no condicionador de sinais foi configurado para a aquisição dos sinais provenientes deste instrumento habilitando-se um filtro digital passa baixa de 100 Hz.

### *2.3. Procedimentos experimentais*

Inicialmente, o sujeito foi posicionado sentado em uma mesa extensora de joelho (marca VITTALY<sup>®</sup>, modelo convergent<sup>®</sup>, São José do Rio Preto - SP, Brasil), com ajustes do apoio para as costas e do comprimento da alavanca de resistência para a perna do membro inferior dominante. O ângulo da articulação do joelho na alavanca foi limitado a 60°, para favorecer a maior geração de força por parte do quadríceps (Pincivero et al., 2003). O membro inferior contralateral foi estabilizado por uma faixa. Com o objetivo de induzir as porções VM, VL e RF à fadiga, os indivíduos realizaram: i) teste de máximo por meio da Contração Voluntária Isométrica Máxima (CVIM), para posteriormente determinar um nível de esforço submáximo; ii) teste de fadiga, que consistiu na sustentação da extensão do joelho à 20% e 70% da CVIM até a exaustão.

Para determinar a CVIM, o sujeito realizou três contrações sustentadas por 6 segundos com um descanso de 5 minutos entre elas. Dos 6 segundos foram desconsiderados da análise os dois primeiros e dois últimos. Assim, foi considerada como CVIM a média geral dos dados obtidos neste intervalo para as três contrações.

Após dois dias da realização do teste de CVIM, o sujeito realizou o primeiro teste de fadiga, com intensidades de cargas iguais a 20% e 70% da CVIM. A escolha da ordem dos testes foi realizada de maneira aleatória e o intervalo entre eles foi de 30 minutos. O sujeito foi orientado a sustentar a carga até a exaustão e considerou-se como exaustão o momento em que ele cessasse completamente o exercício ou apresentasse incapacidade na manutenção da carga, pré-determinada, representada pela queda de 10% na sua intensidade. Para auxiliar no controle da intensidade da carga, a força aplicada foi monitorada em tempo real por meio de uma célula de carga, representando um *feedback* visual que permitiu a manutenção do nível de esforço pelo sujeito, além do encorajamento verbal realizado pelo pesquisador durante todo o teste. O teste de fadiga foi realizado em dois momentos com intervalos mínimos de dois dias.

#### *2.4. Processamento dos dados*

Os sinais de EMG coletados durante os testes de fadiga foram processados por meio de um algoritmo desenvolvido em ambiente MatLab®. Inicialmente aplicou-se ao sinal EMG bruto, um filtro digital passa-banda tipo Butterworth de 4ª ordem e frequência de corte entre 20 e 500 Hz. O sinal foi fragmentado em janelas de 1000ms com sobreposição de 500ms para o cálculo do RMS e da Fmed do espectro de frequência, este último por meio da Transformada Discreta de Fourier. A Fmed foi normalizada pela média dos seus respectivos cinco primeiros valores obtidos no início do teste e o RMS foi normalizado pela média do RMS máximo obtido durante as três CVIM.



No período do sinal EMG captado durante os testes de fadiga, três momentos foram selecionados para análise, denominados de: início do teste, momento de instalação da fadiga muscular (MF) e final do teste. No início do teste foram calculadas a Fmed inicial ( $F_{med_i}$ ) e o RMS inicial ( $RMS_i$ ), considerando-se a média das cinco primeiras amostras de cada variável extraídas do início do teste. No final do teste foram calculadas a Fmed final ( $F_{med_F}$ ) e o RMS final ( $RMS_F$ ) por meio da média das cinco últimas amostras de cada variável extraídas do final do teste. Na determinação do MF duas metodologias foram utilizadas no presente estudo: i) a análise do coeficiente de inclinação da Fmed ( $MF_{Fmed}$ ); ii) a análise do coeficiente de inclinação do RMS ( $MF_{RMS}$ ).

Os procedimentos adotados para o cálculo do MF por meio do coeficiente de inclinação da Fmed e do RMS foram: i) um ajuste linear foi aplicado a cada cinco amostras de Fmed e RMS durante o exercício, de forma progressiva, sempre a partir da origem, até o momento de exaustão; ii) em cada trecho eram analisados o coeficiente de inclinação da reta ajustada aos valores de Fmed e RMS, o seu valor para o teste t e a sua significância ( $p < 0,05$ ); iii) foi considerado como momento de fadiga o primeiro trecho onde o coeficiente de inclinação apresentou diferença significativa de zero. Na determinação do  $MF_{Fmed}$  foi calculada a Fmed e na determinação do  $MF_{RMS}$  foi calculado o RMS.

Outra análise realizada neste estudo baseou-se na extração das potências do espectro de frequência no início, no  $MF_{Fmed}$  e no final do teste. O espectro normalizado por meio de sua função de distribuição espectral foi dividido em três bandas: baixa frequência ( $B_{BF}$ ) (20-45 Hz); média frequência ( $B_{MF}$ ) (46-95 Hz); e alta frequência ( $B_{AF}$ ) (96-400 Hz) (Allison; Fujiwara, 2002).

## 2.5. Análise estatística

As análises estatísticas foram realizadas por meio do software SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) para Windows (versão 18.0). Inicialmente foram verificadas e confirmadas a normalidade dos dados por meio do teste de Shapiro-Wilk. Posteriormente, as comparações entre os valores iniciais e finais de Fmed e RMS foram realizadas por meio da Análise de Variância (ANOVA), utilizando-se o teste *Post Hoc* de Tukey, considerando um nível de significância de 5%.

Para calcular a confiabilidade dos dados foi utilizado o coeficiente de correlação intraclassa ( $CCI_{2,1}$ ) (modelo *two way random* com concordância absoluta) (Place et al., 2007; Herda et al., 2008; Callaghan et al., 2009), que é um índice que varia de 0,00 até 1,00, onde valores entre 0,80-1,00 representa excelente reprodutibilidade, de 0,60-0,80 indica boa reprodutibilidade, enquanto CCI abaixo de 0,60 reflete uma reprodutibilidade pobre (Callaghan et al., 2009; Al-Zahrani et al., 2009).

A técnica multivariada aplicada as variáveis EMG em estudo foi a análise das componentes principais (PCA). Este modelo estatístico reduz o número total de variáveis em um conjunto de dados, isto é, ele gera um novo conjunto de variáveis através da combinação linear das variáveis iniciais que mais contribuem para tornar as amostras diferentes umas das outras. Essas combinações lineares são chamadas de componentes principais (PC), e são computadas de tal forma que a PC1 (primeira componente principal) seja aquela que contenha a maior quantidade de informações importantes, PC2 (segunda componente principal) contenha a segunda maior quantidade de informações importantes, e assim sucessivamente.

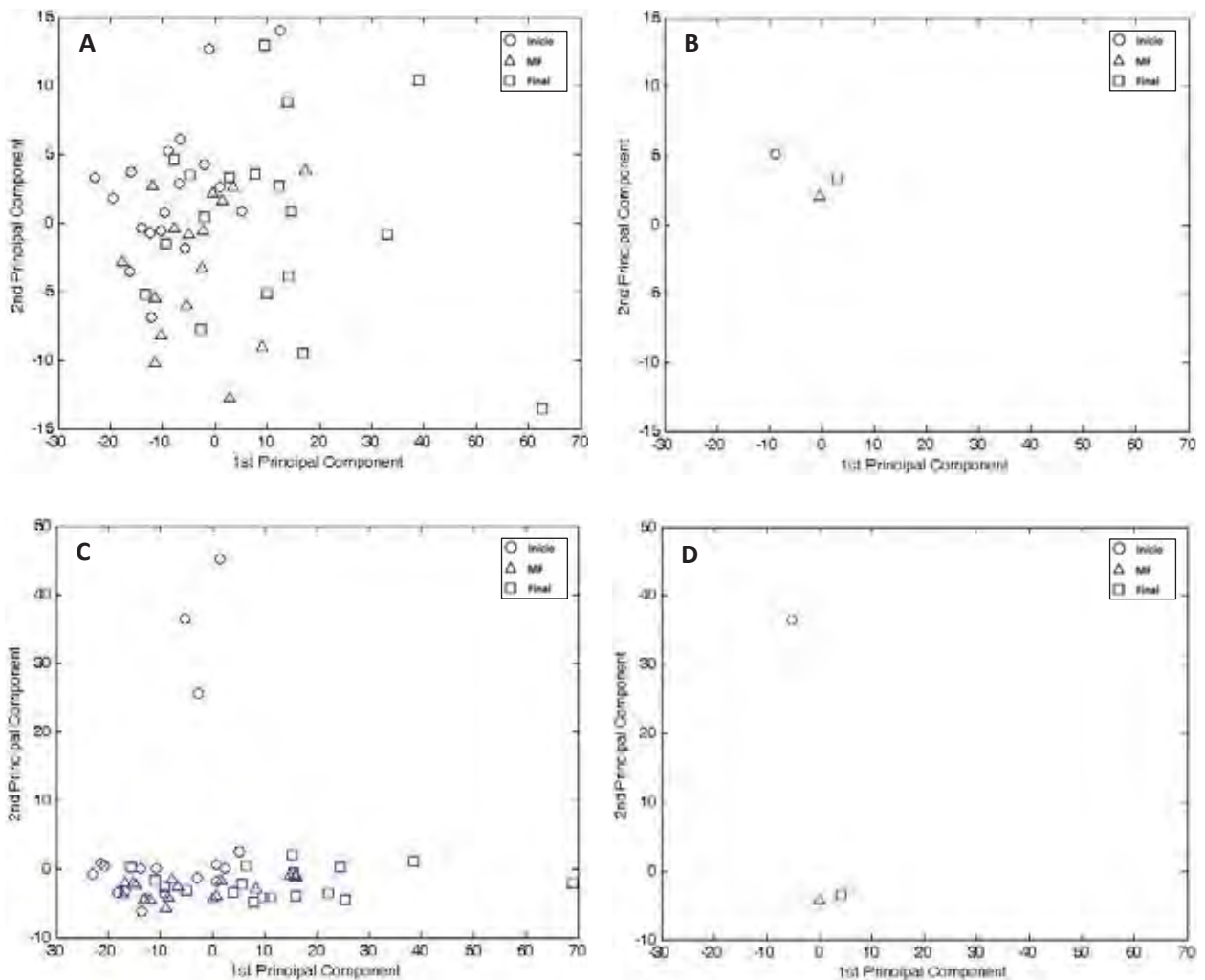
Cada componente principal é ortogonal entre si para evitar a redundância de informação. O PC1 representa um eixo no espaço, e a projeção de cada observação sobre esse eixo resulta na formação de uma nova variável, que são as outras componentes principais. As combinações lineares são efetuadas de modo que os dados possam ser representados por um número menor de fatores descritivos, reduzindo a dimensão do conjunto analisado (Mingoti et al., 2005; Shlens et al., 2005; Izenman, 2008; Jolliffe, 2010). Dessa forma, o PCA apresenta uma excelente abordagem em dados eletromiográficos por ter a capacidade de reduzir a dimensionalidade dos dados, extraíndo as componentes principais e as classificando de acordo com a variância explicada dos dados originais (Boonstra et al., 2008; Jolliffe, 2010).

### **3. Resultados**

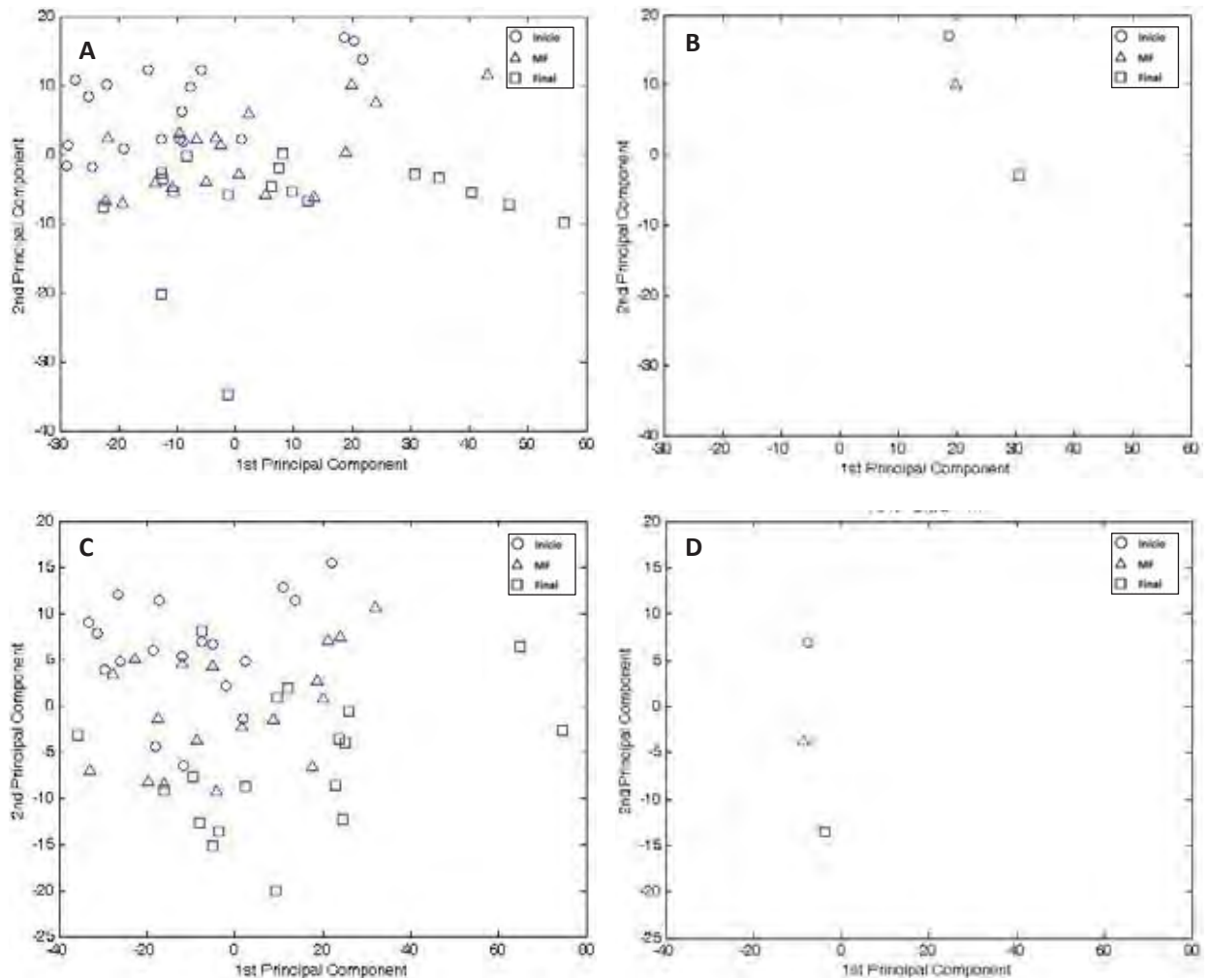
Antes da aplicação do PCA, análises estatísticas preliminares foram realizadas. Inicialmente compararam-se os valores iniciais e finais da Fmed e do RMS, para os três músculos em ambas as cargas, com o objetivo de verificar a instalação do processo de fadiga muscular localizada. A variável que melhor caracterizou a fadiga muscular foi a Fmed (referência ao Artigo I). Posteriormente foi calculado o CCI aos valores de Fmed, RMS e bandas de frequência extraídas do sinal EMG nos dois dias de teste. Observou-se nesta análise que na caracterização do processo de fadiga muscular, o RMS foi a variável que apresentou melhor reprodutibilidade, enquanto que nas bandas de frequência, a  $B_{MF}$  e  $B_{AF}$  foram as mais reprodutíveis (referência ao Artigo II). Diante destes resultados preliminares, as variáveis escolhidas para a aplicação do PCA foi a Fmed (por ter melhor caracterizado a fadiga muscular), o RMS, a  $B_{MF}$  e  $B_{AF}$  por terem sido reprodutíveis.

### 3.1. PCA do VM

Na Figura 1 são mostrados os gráficos PCA para as variáveis em estudo durante o início, MF e final dos testes de fadiga a 20% da CVIM e na Figura 2 os testes a 70% da CVIM.



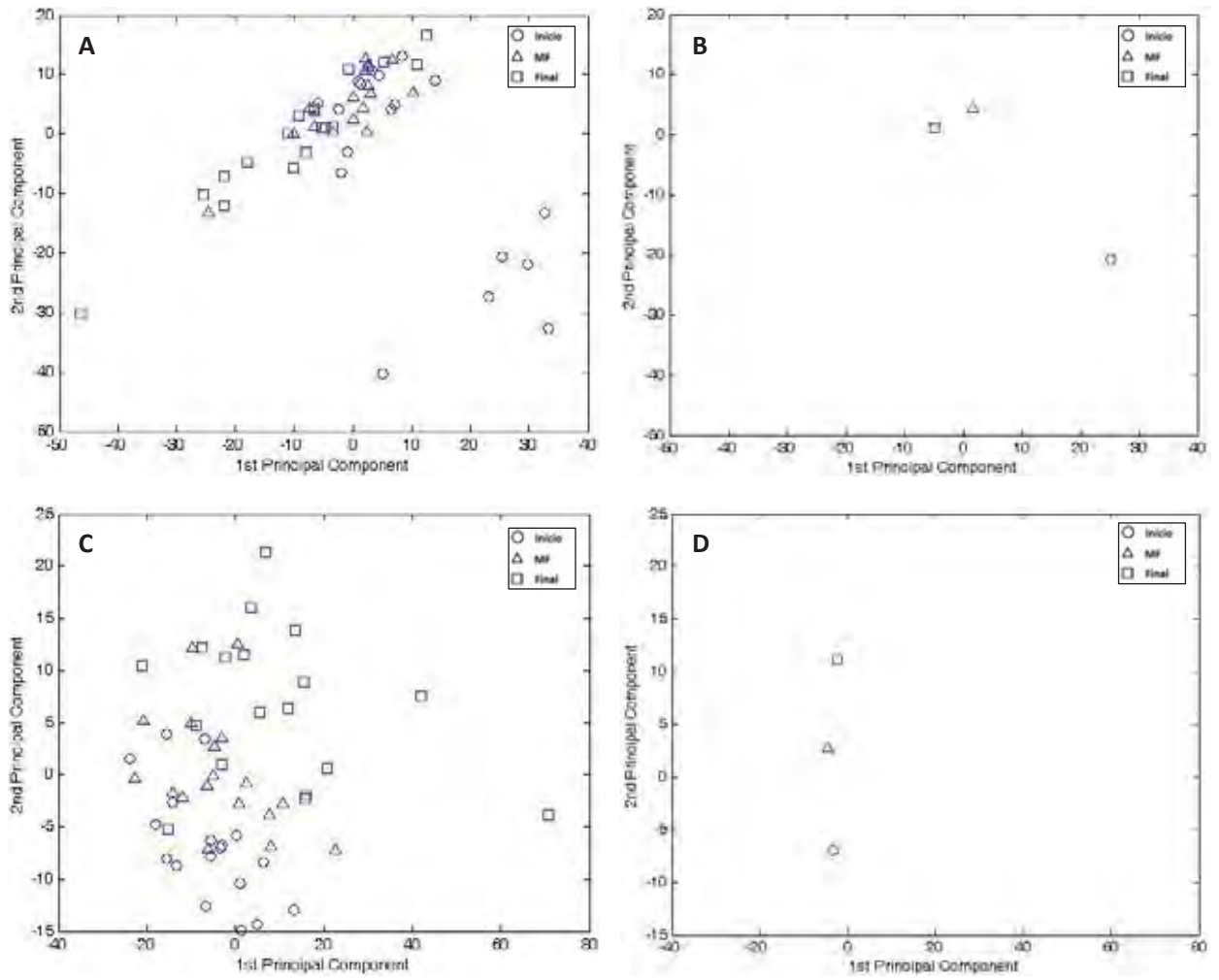
**Figura 1.** Gráfico PCA do VM a 20% da CVIM: a) todos os sujeitos no dia 1; b) exemplo de um sujeito no dia 1; c) todos os sujeitos no dia 2; d) exemplo de um sujeito no dia 2.



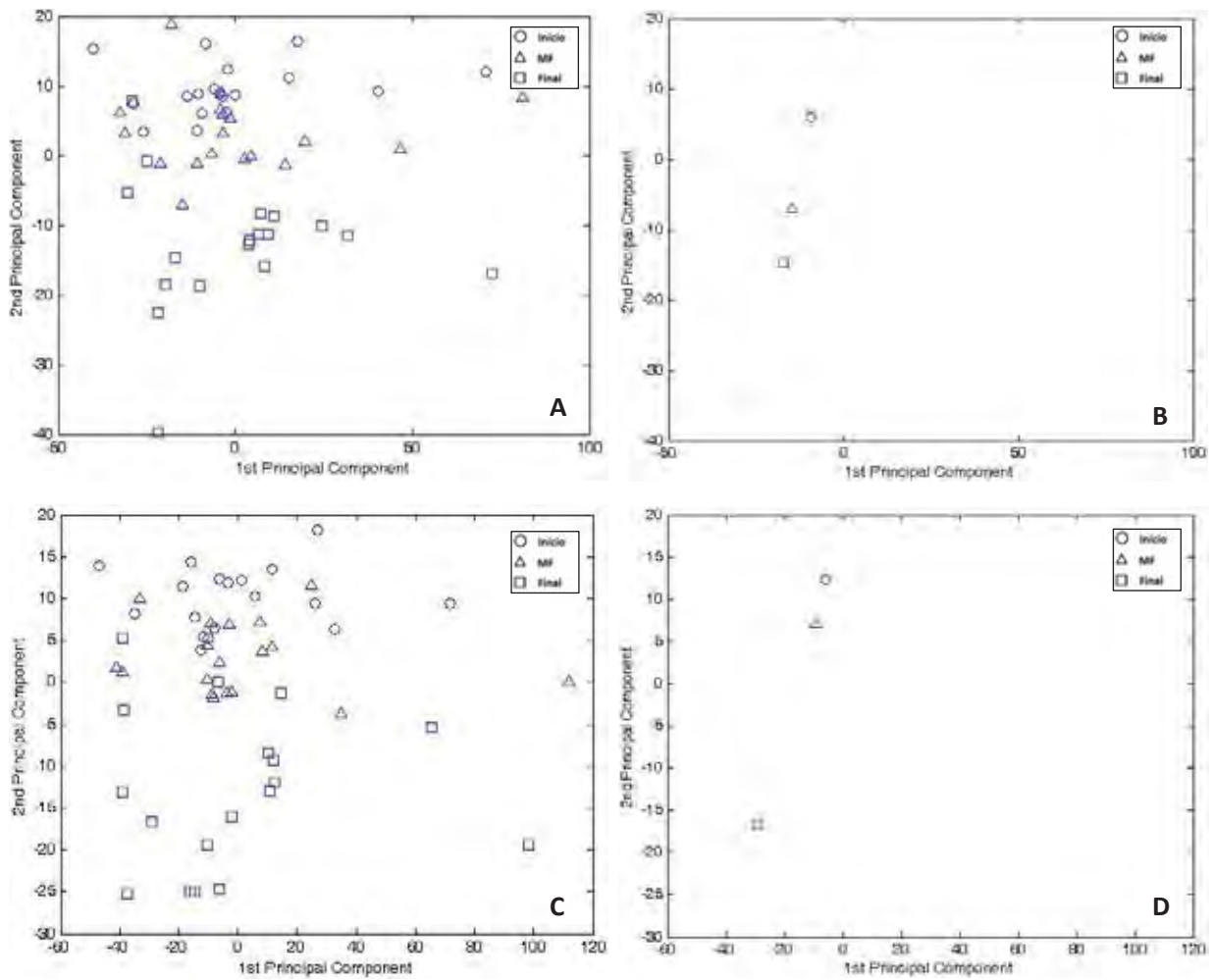
**Figura 2.** Gráfico PCA do VM a 70% da CVIM: a) todos os sujeitos no dia 1; b) exemplo de um sujeito no dia 1; c) todos os sujeitos no dia 2; d) exemplo de um sujeito no dia 2.

### 3.2. PCA do RF

Na Figura 3 são mostrados os gráficos PCA para as variáveis em estudo durante o início, MF e final dos testes de fadiga a 20% da CVIM e na Figura 4 os testes a 70% da CVIM.



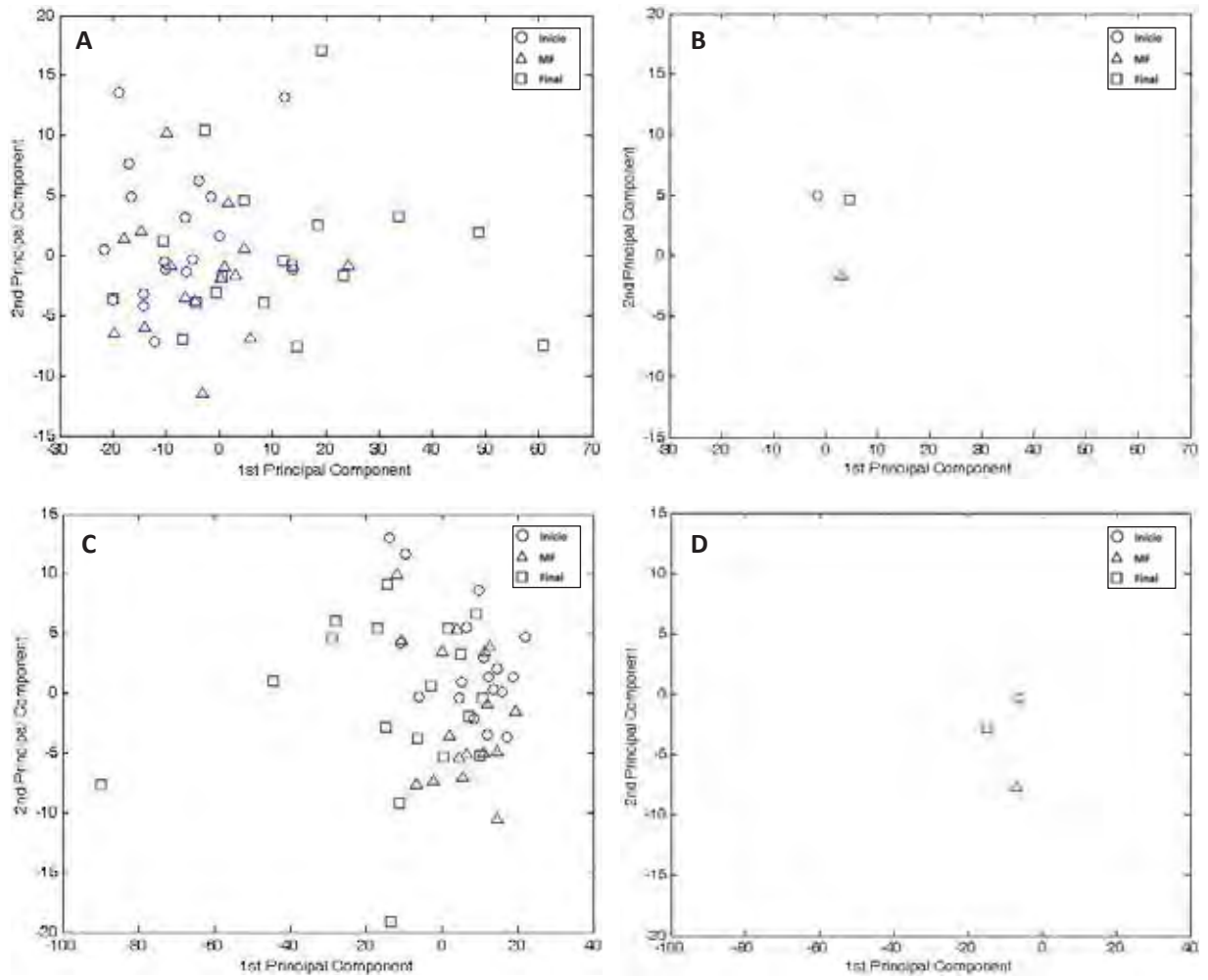
**Figura 3.** Gráfico PCA do RF a 20% da CVIM: a) todos os sujeitos no dia 1; b) exemplo de um sujeito no dia 1; c) todos os sujeitos no dia 2; d) exemplo de um sujeito no dia 2.



**Figura 4.** Gráfico PCA do RF a 70% da CVIM: a) todos os sujeitos no dia 1; b) exemplo de um sujeito no dia 1; c) todos os sujeitos no dia 2; d) exemplo de um sujeito no dia 2.

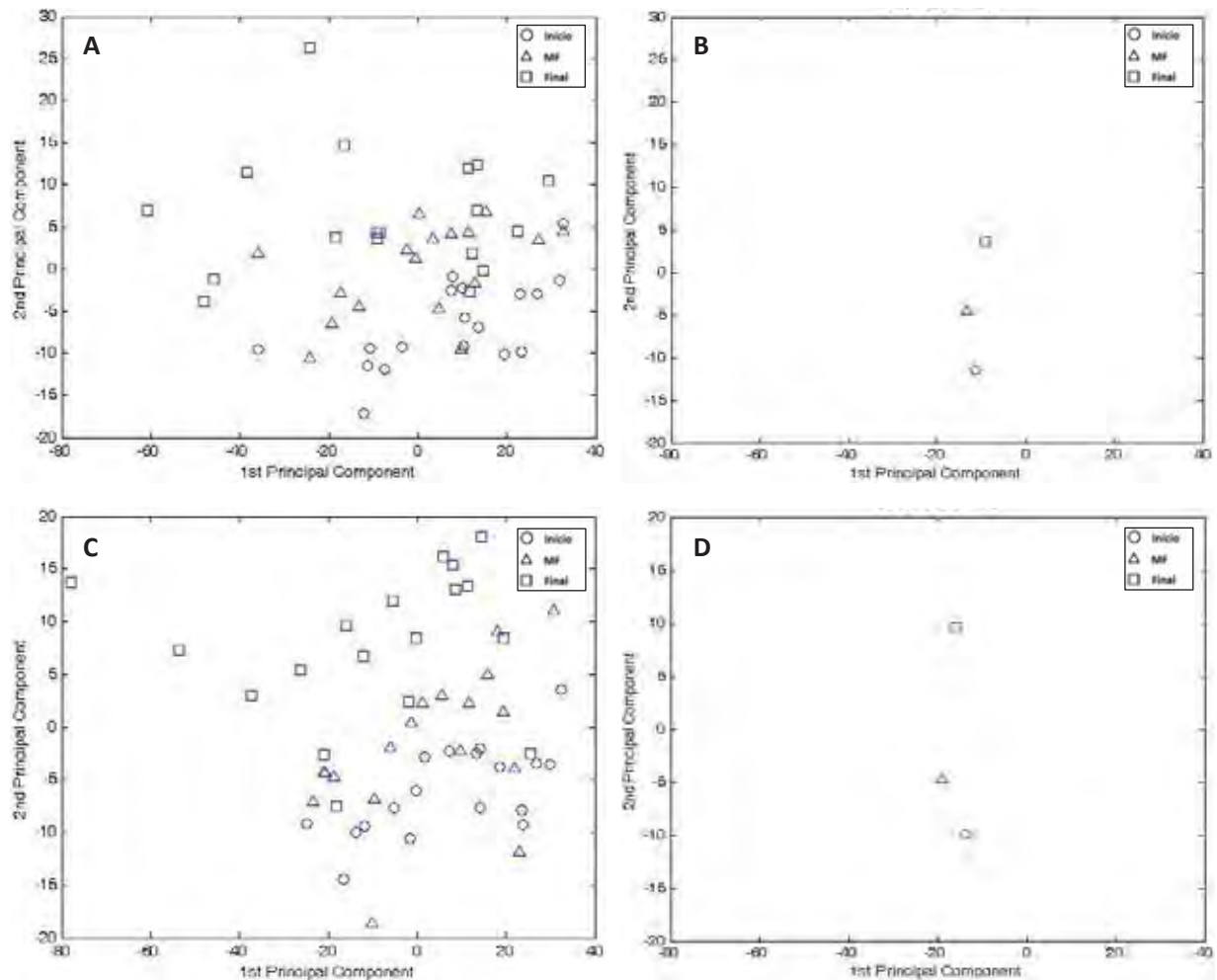
### 3.3. PCA do VL

Na Figura 5 são mostrados os gráficos PCA para as variáveis em estudo durante o início, MF e final dos testes de fadiga a 20% da CVIM e na Figura 6 os testes a 70% da CVIM.



**Figura 5.** Gráfico PCA do VL a 20% da CVIM: a) todos os sujeitos no dia 1; b) exemplo de um sujeito no dia 1; c) todos os sujeitos no dia 2; d) exemplo de um sujeito no dia 2.





**Figura 6.** Gráfico PCA do VL a 70% da CVIM: a) todos os sujeitos no dia 1; b) exemplo de um sujeito no dia 1; c) todos os sujeitos no dia 2; d) exemplo de um sujeito no dia 2.

#### 4. Discussão

Neste estudo foram utilizadas quatro variáveis obtidas do sinal EMG (Fmed, RMS,  $B_{MF}$  e  $B_{AF}$ ), extraídas em três momentos distintos do sinal EMG, em três músculos diferentes sob a influência de contrações isométricas sustentadas de baixa e alta intensidade. Ao analisarmos todos esses dados de maneira conjunta em todos os sujeitos, é possível observar que os músculos apresentam uma distribuição casual dos dados nos gráficos PCA, não havendo uniformidade diante dos momentos analisados. Esta característica encontrada impossibilita uma

diferenciação entre os momentos, porém nota-se uma tendência de afastamento entre o comportamento das variáveis extraídas no início do teste em relação às variáveis extraídas no final do teste. Em todas as análises realizadas as duas primeiras PC foram responsáveis por mais de 90% da informação contida nas variáveis. Cabe ressaltar que dois importantes princípios gerais das técnicas de análise multivariada é a proximidade geométrica e a redução de dimensionalidade (Pereira, 2004). Observamos que a aplicação do PCA teve sucesso na diminuição da dimensionalidade dos dados, permitindo observar de uma melhor forma o comportamento dos indivíduos durante os três momentos avaliados.

Na biomecânica, a aplicação do PCA na análise do movimento humano é ampla, no qual vários estudos apresentam comportamento semelhante para as primeiras PCs encontradas, sendo elas sempre as mais informativas sobre o comportamento global do sistema avaliado. Sadeghi et al. (2000) utilizaram o PCA para determinar a estrutura funcional dos extensores e flexores do quadril na marcha e detectar a assimetria muscular bilateral. Cerca de 70% da informação estava contida nas quatro primeiras PC. Vernazza-Martin et al. (1999) investigaram a sinergia associada ao controle do equilíbrio na flexão e extensão da parte superior do tronco quando colocada uma massa sobre os ombros dos voluntários. A sinergia evidenciada pelo PCA mostrou o acoplamento do deslocamento angular do quadril, joelho e tornozelo no PC1, responsável por 99% da variância total. Deluzio et al. (1997) comparam padrões de marcha pela cinemática e cinética do joelho, no qual para as variáveis analisadas, as quatro primeiras PC explicaram no mínimo 66% da variância total e foram usados para caracterizar o padrão normal ou patológico da marcha. Diante dos trabalhos citados acima, entendemos que o PCA possibilita, além de identificar variáveis independentes com grande quantidade de informação,

verificar as variáveis originais que mais contribuem no comportamento das PCs, porém esta análise não foi realizada no presente estudo.

Mochizuki et al. (2006) e Mochizuki e Amadio (2007) investigaram por meio de uma análise multivariada o efeito de restrições sensoriais no controle da postura em uma tarefa motora simples, analisando os papéis destas restrições nos ajustes posturais antecipatórios e compensatórios. Os autores relatam que por meio da análise multivariada foi possível entender a contribuição de cada variável original estudada no comportamento das primeiras PCs, permitindo um melhor entendimento sobre o controle da postura, além de possibilitar uma diminuição na dimensionalidade dos dados. Um estudo realizado por Flanders e Herrmann (1992), registrou a atividade EMG dos músculos do braço durante a execução de movimentos apontando para vários alvos em velocidades e direções diferentes, tendo os autores descoberto duas PCs que explicavam a maior parte da variância obtida nos padrões do sinal EMG. Bosco (2010) relata que o PCA é uma ferramenta que pode ser aplicada para estudar a atividade eletromiográfica de músculos durante diversas variações de uma mesma atividade motora, podendo contribuir na caracterização dos padrões associados aos diferentes componentes do ato motor.

Outro importante comportamento observado está na análise da variabilidade individual dos sujeitos. Na análise conjunta de todos os sujeitos ( $n=18$ ), não é possível verificar a diferenciação dos momentos para um mesmo indivíduo. Diante desta limitação, a geração de um gráfico PCA somente com os momentos de um único sujeito nos possibilita o entendimento de que a aplicação do modelo estatístico proposto foi capaz de diferenciar os momentos, demonstrando que a variabilidade das variáveis se comporta de maneira diferente entre o início, MF e final dos testes. Diante disso, sugere-se que o PCA é capaz de caracterizar o processo, porém

apenas quando a análise é realizada individualmente para os sujeitos. Quando a análise é extrapolada para a população, o PCA não foi capaz de diferenciar os momentos, ou seja, o comportamento das variáveis durante a fadiga provavelmente não ocorra de maneira homogênea para todos os sujeitos, revelando a presença de uma alta variabilidade das variáveis inerente ao processo avaliado, Diante disso, entende-se que talvez a análise individual seja o melhor caminho para diferenciar os momentos em estudo.

Notam-se nos gráficos PCA que os valores de MF estão próximos aos valores obtidos no início e no final dos testes. Este comportamento reforça o entendimento de que este momento em especial representa o período em que ocorre o processo de transição, de uma condição sem fadiga para uma condição com fadiga. Apesar das diversas possibilidades de se obter informações importantes de um conjunto de dados por meio do PCA, pouco foi aplicado ao estudo da fadiga muscular. Levando em consideração que a análise multivariada é qualquer abordagem analítica que considere o comportamento de muitas variáveis simultaneamente (Pereira, 2004; Jolliffe, 2010), Kiryu et al. (1997) propõe um modelo de avaliação global da fadiga muscular por meio da aplicação do PCA em parâmetros no domínio do tempo e da frequência do sinal EMG, no qual sugere que índices quantitativo derivados do PCA são úteis tanto para avaliar o limite de resistência durante o exercício, quanto controlar a carga de trabalho. Os autores relatam que devem ser consideradas todas as informações sobre a fadiga muscular obtida por meio de diferentes parâmetros do sinal EMG, e não apenas por um único parâmetro, tendo o PCA a capacidade de revelar informações significativas que estão distribuídas de forma redundante nas variáveis EMG. Maclsaac et al., (2006) propõe a utilização de ferramentas estatísticas multivariadas no mapeamento de múltiplos parâmetros extraídos do sinal

EMG com o objetivo de estimar a fadiga muscular durante o exercício, tendo obtido resultados importantes para a melhora na avaliação da fadiga muscular.

Entretanto, mais estudos são necessários para verificar a influência de cada variável original no comportamento das variáveis independentes que diferenciam os momentos, a fim de permitir um entendimento mais amplo das alterações ocorridas no sinal EMG devido aos processos fisiológicos oriundos da fadiga muscular localizada. Por estas e outras razões, o PCA é uma ferramenta que possui potencial para ser aplicada na análise de grandes conjuntos de dados de sinais EMG, tanto no campo da pesquisa quanto no contexto clínico (Bosco, 2010). Sua abordagem perante as variáveis é excelente, pois tem a capacidade de reduzir a dimensionalidade em grandes conjuntos de dados, extraindo componentes principais e as classificando de acordo com a variância explicada pelos dados originais (Boonstra et al., 2008).

Em estudos como o apresentado, no qual os pesquisadores possuem uma grande quantidade de dados, obtido pelo comportamento de múltiplas variáveis, é interessante sempre buscar a redução de dimensionalidade das medidas originais, por meio de um indicador que componha de forma coerente todas as medidas presente nas variáveis originais (Pereira, 2004). Entendemos que além de reduzir a dimensão a qual o conjunto de dados pertence, o PCA é uma ferramenta que deve ser aplicada em estudos semelhantes com o objetivo de identificar as variáveis EMG originais que mais contribuem para a diferenciação entre o início, MF e final do teste, permitindo uma melhora caracterização do processo de fadiga muscular.

## 5. Conclusão

A aplicação da análise estatística multivariada, por meio do PCA, em variáveis extraídas no domínio do tempo e da frequência do sinal EMG demonstrou ser uma ferramenta com potencial para descrever o comportamento dos dados durante o processo de instalação da fadiga muscular localizada. O PCA possui uma abordagem eficaz para revelar informações significativas que estão distribuídas de forma redundante nos parâmetros do sinal EMG, permitindo uma diminuição da dimensionalidade, contribuindo para um aperfeiçoamento metodológico na caracterização da fadiga muscular.

## Referências Bibliográficas

Allison GT, Fujiwara T. The relationship between EMG median frequency and low frequency band amplitude changes at different levels of muscle capacity. *Clinical Biomechanics*. 2002;17(6):464-9.

Al-Zahrani E, Gunasekaran C, Callaghan M, Gaydecki P, Benitez D, Oldham J. Within-day and between-days reliability of quadriceps isometric muscle fatigue using mechanomyography on healthy subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009;19(4):695-703.

Boonstra TW, Daffertshofer A, van Ditshuizen JC, van den Heuvel MRC, Hofman C, Willigenburg NW, et al. Fatigue-related changes in motor-unit synchronization of quadriceps muscles within and across legs. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008;18(5):717-31.

Bosco G. Principal Component Analysis of Electromyographic Signals: An Overview. *The Open Rehabilitation Journal*. 2010;3:127 - 31.

Callaghan MJ, McCarthy CJ, Oldham JA. The reliability of surface electromyography to assess quadriceps fatigue during multi joint tasks in healthy and painful knees. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009;19(1):172-80.

De Luca C. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 1997;13(2):135-63.

Deluzio KJ, Wyss UP, Zee B, Costigan PA, Sorbie C. Principal component models of knee kinematics and kinetics: Normal vs. pathological gait patterns. *Human Movement Science*. 1997;16(2-3):201-17.

Ebersole KT, O'Connor KM, Wier AP. Mechanomyographic and electromyographic responses to repeated concentric muscle actions of the quadriceps femoris. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2006;16(2):149-57.

Flanders M, Herrmann U. Two components of muscle activation: scaling with the speed of arm movement. *J Neurophysiol* 1992; 67(4): 931-43.

Gorsuch RL. *Factor Analysis*. Hillsdale, NJ (USA): Erlbaum 1983.

Herda TJ, Ryan ED, Beck TW, Costa PB, DeFreitas JM, Stout JR, et al. Reliability of mechanomyographic amplitude and mean power frequency during isometric step and ramp muscle actions. *Journal of Neuroscience Methods* 2008;171(1):104-9.

Izenman AJ. *Modern Multivariate Statistical Techniques*: Springer; 2008.

Jolliffe IT. *Principal Component Analysis*. 2 ed. New York: Springer; 2010.

Kilby J, Gholam Hosseini H. Wavelet analysis of surface electromyography signals. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2004; 1: 384-7.

Kiryu T, Takahashi K, Ogawa K. Multivariate analysis of muscular fatigue during bicycle ergometer exercise. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1997 Aug;44(8):665-72.

Maclsaac DT, Parker PA, Englehart KB, Rogers DR. Fatigue estimation with a multivariable myoelectric mapping function. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2006;53(4):694-700.

Maitrot A, Lucas MF, Doncarli C, Farina D. Signal-dependent wavelets for electromyogram classification. *Med Biol Eng Comput* 2005; 43(4): 487-92.

Mingoti SA. *Análise de dados através de métodos de estatística multivariada: Uma abordagem aplicada*. Belo Horizonte (MG), 2005.

Mochizuki L, Amadio AC. A aplicação da análise dos componentes principais para o estudo do controle postural. *Revista Brasileira de Educação Física e Esporte*. 2007;21:69-80.

Mochizuki L, Cosme RG, Amadio AC. *Coordenação motora e Controle postural por meio de análise multivariada*, 2006.

Pereira JCA. *Análise de dados qualitativos*. São Paulo: EDUSP; 2004.

Pincivero DM, Coelho AJ, Campy RM, Salfetnikov Y, Suter E. Knee extensor torque and quadriceps femoris EMG during perceptually-guided isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2003;13(2):159-67.

Place N, Maffioletti NA, Martin A, Lepers R. Assessment of the reliability of central and peripheral fatigue after sustained maximal voluntary contraction of the quadriceps muscle. *Muscle & Nerve*. 2007;35(4):486-95.

Rainoldi A, Falla D, Mellor R, Bennell K, Hodges P. Myoelectric manifestations of fatigue in vastus lateralis, medialis obliquus and medialis longus muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2008;18(6):1032-7.

Sadeghi H, Prince F, Sadeghi S, Labelle H. Principal component analysis of the power developed in the flexion/extension muscles of the hip in able-bodied gait. *Medical Engineering & Physics*. 2000;22(10):703-10.

Shlens JA. A tutorial on Principal Component Analysis. California 2005.

Tabernig CB, Acevedo RC. M-wave elimination from surface electromyogram of electrically stimulated muscles using singular value decomposition: preliminary results. *Med Eng Phys* 2008; 30(6): 800-3

Vernazza-Martin S, Martin N, Massion J. Kinematic synergies and equilibrium control during trunk movement under loaded and unloaded conditions. *Experimental Brain Research*. 1999;128(4):517-26.

Von-Tscharner V, Herzog W. EMG. In: Nigg B, Herzog W, Eds. *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*, 3rd Edition. Hoboken, NJ (USA): John Wiley & Sons 2007.





Considerando os resultados dos estudos apresentados nesta dissertação pode-se concluir que é viável a determinação do momento de instalação do processo de fadiga muscular por meio do comportamento da Fmed e do RMS. As variáveis estudadas que apresentaram a melhor reprodutibilidade, considerando-se o delineamento experimental proposto, foram as  $B_{AF}$ ,  $B_{MF}$  e o RMS, seguidas pela  $B_{BF}$  e Fmed. Neste contexto, a aplicação da análise estatística multivariada em variáveis extraídas no domínio do tempo e da frequência do sinal EMG demonstrou ser uma ferramenta com potencial para avaliar o comportamento dos dados durante o a instalação da fadiga muscular localizada, permitindo uma diminuição da dimensionalidade, contribuindo para um aperfeiçoamento metodológico na caracterização do processo.



1. Zwarts MJ, Bleijenberg G, van Engelen BGM. Clinical neurophysiology of fatigue. *Clinical Neurophysiology*. 2008;119(1):2-10.
2. Bertuzzi RCdM, Franchini E, Kiss MAPDM. Fadiga muscular aguda: uma breve revisão dos sistemas fisiológicos e suas possíveis relações. *Motriz*. 2004;10(01):10.
3. Roberts D, Smith DJ. Biochemical aspects of peripheral muscle fatigue. A review. *Sports Med*. 1989 Feb;7(2):125-38.
4. Jacobs I, Kaiser P, Tesch P. Muscle strength and fatigue after selective glycogen depletion in human skeletal muscle fibers. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1981;46(1):47-53.
5. Ascensão A, Magalhães J, Oliveira J, Duarte J, Soares J. Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto [serial on the Internet]*. 2003; 3 (1).
6. Baron B, Noakes TD, Dekerle J, Moullan F, Robin S, Matran R, et al. Why does exercise terminate at the maximal lactate steady state intensity? *British Journal of Sports Medicine*. 2008;42(10):828-33.
7. Merletti R, LoConte LR. Surface EMG signal processing during isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol*. [Article]. 1997 Dec;7(4):241-50.
8. Mohamed O, Perry J, Hislop H. Relationship between wire EMG activity, muscle length, and torque of the hamstrings. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2002 Oct;17(8):569-79.
9. Onishi H, Yagi R, Akasaka K, Momose K, Ihashi K, Handa Y. Relationship between EMG signals and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2000;10(1):59-67.
10. Bernardi M, Felici F, Marchetti M, Montellanico F, Piacentini MF, Solomonow M. Force generation performance and motor unit recruitment strategy in muscles of contralateral limbs. *J Electromyogr Kinesiol*. 1999 Apr;9(2):121-30.
11. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. / Utilisation de l' electromyographie de surface en biomecanique. *J Appl Biomech*. 1997 05;13(2):135-63.
12. Devries HA, Moritani T, Nagata A, Magnussen K. The Relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from electro-myographic data. *Ergonomics*. [Article]. 1982;25(9):783-91.
13. Moritani T, Takaishi T, Matsumoto T. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. *J Appl Physiol*. 1993;74(4):1729-34.

14. Linnamo V, Bottas R, Komi PV. Force and EMG power spectrum during and after eccentric and concentric fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000 Oct;10(5):293-300.
15. Lowery M, Nolan P, O'Malley M. Electromyogram median frequency, spectral compression and muscle fibre conduction velocity during sustained sub-maximal contraction of the brachioradialis muscle. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology.* 2002;12(2):111-8.
16. Lindstrom L, Magnusson R, Petersen I. Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. *Electromyography.* 1970 Nov-Dec;10(4):341-56.
17. Bernardi M, Solomonow M, Nguyen G, Smith A, Baratta R. Motor unit recruitment strategy changes with skill acquisition. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1996;74(1-2):52-9.
18. Krivickas LS, Nadler SF, Davies MR, Petroski GF, Feinberg JH. Spectral analysis during fatigue. Surface and fine wire electrode comparison. *Am J Phys Med Rehabil.* 1996 Jan-Feb;75(1):15-20.
19. Bernardi M, Solomonow M, Baratta RV. Motor unit recruitment strategy of antagonist muscle pair during linearly increasing contraction. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1997 Jan-Feb;37(1):3-12.
20. Sanchez JH, Solomonow M, Baratta RV, D'Ambrosia R. Control strategies of the elbow antagonist muscle pair during two types of increasing isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 1993;3(1):33-40.
21. Esposito F, Orizio C, Veicsteinas A. Electromyogram and mechanomyogram changes in fresh and fatigued muscle during sustained contraction in men. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology.* 1998;78(6):494-501.
22. Hary D, Belman MJ, Propst J, Lewis S. A statistical analysis of the spectral moments used in EMG tests of endurance. *J Appl Physiol.* 1982 September 1, 1982;53(3):779-83.
23. Lowery M, Nolan P, O'Malley M. Electromyogram median frequency, spectral compression and muscle fibre conduction velocity during sustained sub-maximal contraction of the brachioradialis muscle. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002 Apr;12(2):111-8.
24. Merletti R, Loconte LR, Orizio C. Indexes of muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* [Article]. 1991;1(1):20-33.
25. Kumar S. Localized muscle fatigue: review of three experiments. *Rev bras fisioter.* 2006;10:9-28.

26. Perry SR, Housh TJ, Weir JP, Johnson GO, Bull AJ, Ebersole KT. Mean power frequency and amplitude of the mechanomyographic and electromyographic signals during incremental cycle ergometry. *J Electromyogr Kinesiol.* [Article]. 2001 Aug;11(4):299-305.
27. Pringle JSM, Jones AM. Maximal lactate steady state, critical power and EMG during cycling. *Eur J Appl Physiol.* [Article]. 2002 Dec;88(3):214-26.
28. Walter AA, Smith AE, Herda TJ, Ryan ED, Moon JR, Cramer JT, et al. Effects of creatine loading on electromyographic fatigue threshold in cycle ergometry in college-age men. *Int J Sport Nutr Exerc Metab.* 2008;18(2):142-51.
29. Azevedo FM. Avaliação do sinal eletromiográfico como parâmetro para a determinação do limiar de fadiga muscular. [Tese de Doutorado]. São Paulo: Universidade de São Paulo - EEFÉ; 2007.
30. Ebersole KT, Housh TJ, Johnson GO, Evetovich TK, Smith DB, Perry SR. MMG and EMG responses of the superficial quadriceps femoris muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 1999;9(3):219-27.
31. Oliveira AdSC, Gonçalves M. EMG amplitude and frequency parameters of muscular activity: Effect of resistance training based on electromyographic fatigue threshold. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007;doi:10.1016/j.jelekin.2007.07.008.
32. Santos MCA, Semeghini TA, Azevedo FMd, Colugnati DB, Filho RdFN, Alves N, et al. Análise da fadiga muscular em atletas e sedentários através de parâmetros de frequência do sinal eletromiográfico. *Rev Bras Med Esporte.* 2008;14(6):514-7.
33. Gonzalez-Izal M, Malanda A, Navarro-Amézqueta I, Gorostiaga EM, Mallor F, Ibañez J, et al. EMG spectral indices and muscle power fatigue during dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2010;20(2):233-40.
34. Roman-Liu D, Konarska M. Characteristics of power spectrum density function of EMG during muscle contraction below 30%MVC. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2009;19(5):864-74.
35. Watanabe K, Akima H. Neuromuscular activation of vastus intermedius muscle during fatiguing exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2010;20(4):661-6.
36. Merletti R, Lo Conte LR, Orizio C. Indices of muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 1991;1(1):20-33.
37. Pavlat DJ, Housh TJ, Johnson GO, Eckerson JM. Electromyographic responses at the neuromuscular fatigue threshold. *J Sports Med Phys Fitness.* 1995;35(1):31-7.
38. Pavlat DJ, Housh TJ, Johnson GO, Schmidt RJ, Eckerson JM. An examination of electromyographic fatigue threshold test. *Eur J Appl Physiol.* 1993;67(4):305-8.

39. Mathur S, Eng JJ, MacIntyre DL. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2005;15(1):102-10.
40. Yassierli, Nussbaum MA. Utility of traditional and alternative EMG-based measures of fatigue during low-moderate level isometric efforts. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008 Feb;18(1):44-53.
41. Linssen WH, Stegeman DF, Joosten EM, van't Hof MA, Binkhorst RA, Notermans SL. Variability and interrelationships of surface EMG parameters during local muscle fatigue. *Muscle Nerve*. 1993 Aug;16(8):849-56.
42. Hagg GM. Interpretation of EMG spectral alterations and alteration indexes at sustained contraction. *Journal of Applied Physiology*. 1992 October 1, 1992;73(4):1211-7.
43. Nargol AV, Jones AP, Kelly PJ, Greenough CG. Factors in the reproducibility of electromyographic power spectrum analysis of lumbar paraspinal muscle fatigue. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1999 May 1;24(9):883-8.
44. Dolan P, Mannion AF, Adams MA. Fatigue of the erector spinae muscles. A quantitative assessment using "frequency banding" of the surface electromyography signal. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1995 Jan 15;20(2):149-59.
45. Maisetti O, Guevel A, Legros P, Hogrel JY. Prediction of endurance capacity of quadriceps muscles in humans using surface electromyogram spectrum analysis during submaximal voluntary isometric contractions. *Eur J Appl Physiol*. 2002 Oct;87(6):509-19.
46. Lowery MM, Vaughan CL, Nolan PJ, O'Malley MJ. Spectral compression of the electromyographic signal due to decreasing muscle fiber conduction velocity. *Ieee Transactions on Rehabilitation Engineering*. 2000 Sep;8(3):353-61.
47. Allison GT, Fujiwara T. The relationship between EMG median frequency and low frequency band amplitude changes at different levels of muscle capacity. *Clinical Biomechanics*. 2002;17(6):464-9.
48. Moxham J, Edwards RH, Aubier M, De Troyer A, Farkas G, Macklem PT, et al. Changes in EMG power spectrum (high-to-low ratio) with force fatigue in humans. *J Appl Physiol*. 1982 Nov;53(5):1094-9.
49. Mello E, M. Avaliação de parâmetros eletromiográficos em diferentes ações musculares durante contrações isométricas submáximas. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) - Programa Interunidades EESC/FMRP/IQSC, Universidade de São Paulo, São Carlos 2007. p. 120.
50. Merletti R. *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*. Philip Parker. Italy 2004.

51. Moritani T, Yoshitake Y. ISEK Congress keynote lecture: the use of electromyography in applied physiology. *Journal of Electromyography and Kinesiology [serial on the Internet]*. 1998; 8.
52. Ng JKF, Richardson CA. Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1996;77(3):259-64.
53. Hu X, Nenov V. Multivariate AR modeling of electromyography for the classification of upper arm movements. *Clin Neurophysiol*. 2004 Jun;115(6):1276-87.
54. Kiryu T, Takahashi K, Ogawa K. Multivariate analysis of muscular fatigue during bicycle ergometer exercise. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1997 Aug;44(8):665-72.
55. De Luca CJ. Electromyography. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. 2006:64-101.
56. Izenman AJ. *Modern Multivariate Statistical Techniques*: Springer; 2008.





**Anexo I** - Normas para publicação no periódico “Journal of Electromyography and Kinesiology” (ISSN- 1050-6411).

The Journal of Electromyography and Kinesiology aims to provide a single, authoritative forum for the publication of original research and clinical studies on muscle contraction and human motion through combined or separate mechanical and electrical detection techniques. Some of the key topics covered include: control of movement; muscle and nerve properties; electrical stimulation; sports and exercise; rehabilitation; muscle fatigue; joint biomechanics; motion analysis; measures of human performance; neuromuscular diseases; physiological modelling; posture and movement. The Journal welcomes the submission of original papers, reviews and letters to the Editors. The Journal will also publish book reviews and a calendar of forthcoming events. Please note that, at the discretion of the Editor in Chief, some papers may be accepted for online publication only.

### **Publication Condition**

A manuscript submitted to this journal can only be published if it (or a similar version) has not been published and will not be simultaneously submitted or published elsewhere. A violation of this condition is considered as fraud, and will be answered by appropriate sanctions against all authors. Two manuscripts are considered similar if their subjects concern the same hypothesis, question or goal, addressed with the same scientific methodology.

### **Refereeing**

All contributions are read by two or more referees to ensure both accuracy and relevance, and amendments to the script may thus be required before final acceptance. On acceptance, contributions are subject to editorial amendment to suit house style.

### **Authorship**

All authors should have made substantial contributions to all of the following: (1) the conception and design of the study, or acquisition of data, or analysis and interpretation of data, (2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content, (3) final approval of the version to be submitted.

### **Changes To Authorship**

This policy concerns the addition, deletion, or rearrangement of author names in the authorship of accepted manuscripts:

Before the accepted manuscript is published in an online issue: Requests to add or remove an author, or to rearrange the author names, must be sent to the Journal Manager from the corresponding author of the accepted manuscript and must include: (a) the reason the name should be added or removed, or the author names rearranged and (b) written confirmation (e-mail, fax, letter) from all authors that they agree with the addition, removal or rearrangement. In the case of addition or removal of authors, this includes confirmation from the author being added or removed. Requests that are not sent by the corresponding author will be forwarded by the Journal Manager to the corresponding author, who must follow the procedure as described above. Note that: (1) Journal Managers will inform the Journal Editors of any such requests and (2) publication of the accepted manuscript in an online issue is suspended until authorship has been agreed.

After the accepted manuscript is published in an online issue: Any requests to add, delete, or rearrange author names in an article published in an online issue will follow the same policies as noted above and result in a corrigendum.

### **Acknowledgement Of Other Contributors**

All contributors who do not meet the criteria for authorship as defined above should be listed in an acknowledgements section. Examples of those who might be acknowledged include a person who provided purely technical help, writing assistance, or a department chair who provided only general support. Authors should disclose whether they had any writing assistance and identify the entity that paid for this assistance.

### **Conflict Of Interest**

"Conflict of interest statement" all authors must disclose any financial and personal relationships with other people or organizations that could inappropriately influence (bias) their work. Examples of potential conflicts of interest include employment, consultancies, stock ownership, honoraria, paid expert testimony, patent applications/registrations, and grants or other funding. If there are no conflicts of interest, the authors should state there are none.

### **Role Of The Funding Source**

All sources of funding should be declared as an acknowledgement at the end of the text. Authors should declare the role of study sponsors, if any, in the study design, in the collection, analysis and interpretation of data; in the writing of the manuscript; and in the decision to submit the manuscript for publication. If the study sponsors had no such involvement, the authors should so state.

## Preparation Of Scripts

All publications will be in English. Authors whose 'first' language is not English should arrange for their manuscripts to be written in idiomatic English before submission. Please also ensure that your manuscript has been thoroughly checked for errors prior to submission.

Language Editing: International Science Editing and Asia Science Editing can provide English language and copyediting services to authors who want to publish in scientific, technical and medical journals and need assistance before they submit their article or, it is accepted for publication. Authors can contact these services directly: International Science Editing External link <http://www.internationalscienceediting.com> and Asia Science Editing External link <http://www.asiascienceediting.com> or, for more information about language editing services, please contact [authorsupport@elsevier.com](mailto:authorsupport@elsevier.com) who will be happy to deal with any questions.

Please note Elsevier neither endorses nor takes responsibility for any products, goods or services offered by outside vendors through our services or in any advertising. For more information please refer to our terms & conditions External link [http://authors.elsevier.com/terms\\_and\\_conditions.html](http://authors.elsevier.com/terms_and_conditions.html).

You should have your contribution typed in double-line spacing, on one side only of A4 paper. Do not underline anything and leave wide margins. Please also add line numbers to your submitted manuscript (e.g. 5, 10 , 15 etc.) and number every page.

EMG data should be collected and presented according to the 'Standards for Reporting EMG Data' printed at the back of each issue of this journal.

All authors should sign a cover note to acknowledge that they have read, and approve of, the content of the manuscript as submitted.

## Submissions

Authors are requested to submit their original manuscript and figures online via External link <http://ees.elsevier.com/jek>. This is the Elsevier web-based submission and review system. You will find full instructions located on this site. Please follow these guidelines to prepare and upload your article. Once the uploading is done, the system automatically creates an electronic pdf proof, which is then used for reviewing. All correspondence, including notification of the Editor's decision and requests for revisions, will be managed via this system. Paper copies and email submissions are also currently accepted. Please submit to:

### **For the americas, europe, africa and the middle east:**

Professor M. Solomonow, Professor & Director, Bioengineering Division & Musculoskeletal Disorders Research Laboratory, University of Colorado Health

Sciences Center, Mailstop 8343, PO Box 6511, Aurora, CO., 80045, USA; Tel.: (303) 724-0383, Fax: (303) 724-0394

### **For the far east and australia:**

Professor T. Moritani, Laboratory of Applied Physiology, The Graduate School of Environmental Studies, Kyoto University, Sakyo-ku, Kyoto 606, Japan; Tel: 81 75 753 6888, Fax: 81 75 753 6734

No page charges are made to authors for material published.

### **Arrangement of papers**

JEK now accepts original articles within a word limit of 5,000 words (including title page, abstract, text, references & figure legends). Reviews and special articles (keynote lectures or a Special issue articles) are exempted from this limit.

You should arrange your contribution in the following order:

1. Title page including the article title, author(s), affiliation(s), keywords and one author identified for correspondence
2. A 200 word abstract outlining the purpose, scope and conclusions of the paper
3. The text, suitably divided under headings
4. Acknowledgements (if any)
5. References
6. Tables (each on separate sheet)
7. Captions to illustrations (grouped on a separate sheet or sheets)
8. Illustrations, each on a separate sheet containing no text.

All submissions should be accompanied by a declaration signed by each author that the paper has not been previously published or submitted for consideration elsewhere.

### **Text**

Subdivide your paper in the simplest way possible, consistent with clarity using the standard format of introduction, methods, results and discussion.

### **Tables**

Number tables consecutively throughout the paper (with Arabic numerals) referring to them in the text as Table 1, Table 2 etc. with a caption at the top of each table. Avoid the use of vertical rules. Tables should not duplicate results presented in graphs.

## **Illustrations**

All illustrations should be identified with the author's name and figure number marked in pencil.

### **Line illustrations**

Articles may be published more quickly if illustrations are supplied to the required standards, authors should not be deterred if they are unable to meet these standards as illustrations can be redrawn in-house. The originals must be supplied on separate sheets, with two photocopies. Illustrations will be reduced in size photographically, typically to fit one or two columns of the journal and this should be borne in mind to ensure that lines and lettering remain clear when reduced. If you label the original illustrations do so in black ink using a suitable stencil. Lower case letters should be used throughout, with an initial capital letter for the first word only. If suitable stencils are unavailable label a photocopy, not the original illustrations, and our studio will complete the work to the correct standard. If your illustrations are computer-generated follow the lettering standards as above and supply the blackest possible laser printout.

For full instructions on the electronic submission of artwork, please visit: External link <http://ees.elsevier.com/jek>.

## **Graphs**

The minimum amount of descriptive text should be used on graphs and drawings (label curves, points, etc, with single-letter symbols). Descriptive matter should be placed in the figure caption. Scale grids should not be used in graphs, unless required for actual measurements. Graph axes should be labelled with variables written out in full, along the length of the axes, with the unit in parentheses (for example, Time(s)). A table is usually more satisfactory for recording data.

## **Photographs**

Supply glossy, black and white, unmounted prints or 35 mm transparencies, plus two photocopies. A scale, where appropriate, should be marked on the photographs or included in the caption.

## **Colour Illustrations**

If, together with your accepted article, you submit usable colour figures then Elsevier will ensure, at no additional charge, that these figures will appear in colour on the web (e.g., ScienceDirect and other sites) regardless of whether or not these illustrations are reproduced in colour in the printed version. For colour reproduction in

print, you will receive information regarding the costs from Elsevier after receipt of your accepted article. For further information on the preparation of electronic artwork, please see External link <http://ees.elsevier.com/jek>. Please note: Because of the technical complications which can arise by converting colour figures to 'grey scale' (for the printed version should not opt for colour in print) please submit in addition usable black and white prints corresponding to all the colour illustrations. Submit colour illustrations as original photographs high-quality computer prints or transparencies, close to the size expected in publication, or as 35 mm slides. Polaroid colour prints are not suitable.

## References

The reference list should be constructed alphabetically. Where more than one reference has the same first author, use the next named author to construct the list alphabetically. For identical author groups, list the references by date. References should be cited in the text using the first author name plus the year of the paper, eg Solomonow et al, 2004, in square brackets. References should be in the following form:

### Journal article

Paivio A, Jansen B, Becker LJ. Comparisons through the mind's eye. *Cognition* 1975;37(2):635-47

### Book

Strunk W, White EB. *The elements of style*. 3rd ed. New York: Macmillan, 1979

### Article or chapter in edited book

Gurman AS, Kniskern DP. Family therapy outcome research: knowns and unknowns. In: Gurman AS, Kniskern DP, editors. *Handbook of family therapy*. New York: Brunner/Mazel, 1981:742-75.

Please ensure that references are complete, in that they include where relevant, author's name, article or book title, volume and issue number, publisher, year and page reference. Journal titles should appear in full.

## Units And Abbreviations

SI units and their accepted abbreviations should be used.

## Randomised Controlled Trials

All randomised controlled trials submitted for publication in the journal should include a completed Consolidated Standards of Reporting Trials (CONSORT) flow chart. Please refer to the CONSORT statement website at External link <http://www.consort-statement.org> for more information. The Journal of Electromyography and Kinesiology has adopted the proposal from the International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE) which require, as a condition of consideration for publication of clinical trials, registration in a public trials registry. Trials must register at or before the onset of patient enrolment. The clinical trial registration number should be included at the end of the abstract of the article. For this purpose, a clinical trial is defined as any research project that prospectively assigns human subjects to intervention or comparison groups to study the cause-and-effect relationship between a medical intervention and a health outcome. Studies designed for other purposes, such as to study pharmacokinetics or major toxicity (e.g. phase I trials) would be exempt. Further information can be found at External link [www.icmje.org](http://www.icmje.org).

## Ethics

Work on human beings that is submitted to the Journal should comply with the principles laid down in the Declaration of Helsinki; Recommendations guiding physicians in biomedical research involving human subjects. Adopted by the 18th World Medical Assembly, Helsinki, Finland, June 1964, amended by the 29th World Medical Assembly, Tokyo, Japan, October 1975, the 35th World Medical Assembly, Venice, Italy, October 1983, and the 41st World Medical Assembly, Hong Kong, September 1989. The manuscript should contain a statement that the work has been approved by the appropriate ethical committees related to the institution(s) in which it was performed and that subjects gave informed consent to the work. Studies involving experiments with animals must state that their care was in accordance with institution guidelines. Patients' and volunteers' names, initials, and hospital numbers should not be used.

## Checklist

- Have you told readers, at the outset, what they might gain by reading your paper?
- Have you made the aim of your work clear?
- Have you explained the significance of your combination?
- Have you set your work in the appropriate context by giving sufficient background (including a complete set of relevant references) to your work?
- Have you addressed the question of practicality and usefulness?
- Have you identified future developments that may result from your work?
- Have you structured your paper in a clear and logical fashion?



## Copyright

Upon acceptance of an article, authors will be asked to sign a "Journal Publishing Agreement" (for more information on this and copyright see External link <http://ees.elsevier.com/jek>). Acceptance of the agreement will ensure the widest possible dissemination of information. An e-mail (or letter) will be sent to the corresponding author confirming receipt of the manuscript together with a "Journal Publishing Agreement" form. If excerpts from other copyrighted works are included, the author(s) must obtain written permission from the copyright owners and credit the source(s) in the article. Elsevier has preprinted forms for use by authors in these cases : contact Elsevier's Rights Department, Philadelphia, PA, USA: Tel. (+1) 215 238 7869; Fax (+1) 215 238 2239; e-mail [healthpermissions@elsevier.com](mailto:healthpermissions@elsevier.com) . Requests may also be completed online via the Elsevier homepage (External link <http://www.elsevier.com/locate/permissions>).

## Agreements With Funding Bodies

Elsevier has established agreements and developed policies to allow authors who publish in this journal to comply with manuscript archiving requirements of the following funding bodies, as specified as conditions of researcher grant awards. Please see External link:

[www.elsevier.com/wps/find/authorsview.authors/fundingbodyagreements](http://www.elsevier.com/wps/find/authorsview.authors/fundingbodyagreements)

for full details of the agreements that are in place for these bodies:

- Arthritis Research Campaign (UK)
- British Heart Foundation (UK)
- Cancer Research (UK)
- Howard Hughes Medical Institute (USA)
- Medical Research Council (UK)
- National Institutes of Health (USA)
- Wellcome Trust (UK)

These agreements and policies enable authors to comply with their funding body's archiving policy without having to violate their publishing agreements with Elsevier. The agreements and policies are intended to support the needs of Elsevier authors, editors, and society publishing partners, and protect the quality and integrity of the peer review process. They are examples of Elsevier's ongoing engagement with scientific and academic communities to explore ways to deliver demonstrable and sustainable benefits for the research communities we serve.

Authors who report research by funding bodies not listed above, and who are concerned that their author agreement may be incompatible with archiving requirements specified by a funding body that supports an author's research are strongly encouraged to contact Elsevier's author support team ([AuthorSupport@elsevier.com](mailto:AuthorSupport@elsevier.com)). Elsevier has a track-record of working on behalf of

our authors to ensure authors can always publish in Elsevier journals and still comply with archiving conditions defined in research grant awards.

## **Proofs**

One set of page proofs in PDF format will be sent by e-mail to the corresponding author (if we do not have an e-mail address then paper proofs will be sent by post). Elsevier now sends PDF proofs which can be annotated; for this you will need to download Adobe Reader version 7 available free from External link <http://www.adobe.com/products/acrobat/readstep2.html>. Instructions on how to annotate PDF files will accompany the proofs. The exact system requirements are given at the Adobe site: External link:

<http://www.adobe.com/products/acrobat/acrrsystemreqs.html#70win>.

If you do not wish to use the PDF annotations function, you may list the corrections (including replies to the Query Form) and return to Elsevier in an e-mail. Please list your corrections quoting line number. If, for any reason, this is not possible, then mark the corrections and any other comments (including replies to the Query Form) on a printout of your proof and return by fax, or scan the pages and e-mail, or by post. Please use this proof only for checking the typesetting, editing, completeness and correctness of the text, tables and figures. Significant changes to the article as accepted for publication will only be considered at this stage with permission from the Editor. We will do everything possible to get your article published quickly and accurately. Therefore, it is important to ensure that all of your corrections are sent back to us in one communication: please check carefully before replying, as inclusion of any subsequent corrections cannot be guaranteed. Proofreading is solely your responsibility. Note that Elsevier may proceed with the publication of your article if no response is received.

## **Offprints**

The corresponding author, at no cost, will be provided with a PDF file of the article via e-mail or, alternatively, 25 free paper offprints. The PDF file is a watermarked version of the published article and includes a cover sheet with the journal cover image and a disclaimer outlining the terms and conditions of use. Additional paper offprints can be ordered by the authors. An order form with prices will be sent to the corresponding author.

## **Preparation Of Supplementary Data**

Elsevier now accepts electronic supplementary material to support and enhance your scientific research. Supplementary files offer the author additional possibilities to publish supporting applications, movies, animation sequences, high-resolution images, background datasets, sound clips and more. Supplementary files supplied will be published online alongside the electronic version of your article in

Elsevier web products, including ScienceDirect: External link <http://www.sciencedirect.com>. In order to ensure that your submitted material is directly usable, please ensure that data is provided in one of our recommended file formats. Authors should submit the material in electronic format together with the article and supply a concise and descriptive caption for each file. For more detailed instructions please visit: External link <http://ees.elsevier.com/jek>.

### **Author Enquiries**

For enquiries relating to the submission of articles (including electronic submission where available) please visit: External link <http://ees.elsevier.com/jek>.

Contact details for questions arising after acceptance of an article, especially those relating to proofs, are provided after registration of an article for publication.