

UNIVERSIDADE SÃO JUDAS TADEU
CENTRO DE PESQUISA

AVALIAÇÃO DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DURANTE A
MANUTENÇÃO DE TORQUE ISOMÉTRICO

Flávia de Andrade e Souza

Orientador:

Prof. Dr. Luis Mochizuki

São Paulo

2009

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

AVALIAÇÃO DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DURANTE A MANUTENÇÃO DE TORQUE ISOMÉTRICO

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física da Universidade São Judas Tadeu para obtenção do título de Mestre em Educação Física.

Área de concentração: Atividade Física, Esporte e Saúde

Orientador: Prof. Dr. Luis Mochizuki

São Paulo

2009

Souza, Flávia de Andrade e

Avaliação da atividade eletromiográfica durante a execução de tarefas de torque isométrico / Flávia de Andrade e Souza. - 2009.

58 f. : il. ; 30 cm

Orientador: Luis Mochizuki.

Dissertação (mestrado) – Universidade São Judas Tadeu, São Paulo, 2009.

1. Exercício isométrico. 2. Fadiga. 3. Dor. I. Mochizuki, Luis. II. Universidade São Judas Tadeu, Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Educação Física. III. Título

CDD – 616.714

Ficha catalográfica: *Elizangela L. de Almeida Ribeiro - CRB 8/6878*

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Maria e Carlos, pelo incentivo, confiança, dedicação, pela minha formação e
acima de tudo pelo amor.

À minha irmã, Aline, pelo apoio, carinho, e respeito durante toda a minha vida e na realização
deste trabalho.

Ao meu marido, Henrique Luiz, pelo companheirismo, amor, paciência e compreensão
inigualáveis

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador, Prof. Dr. Luis Mochizuki, pelo exemplo de dedicação aos estudos e ao trabalho, pela amizade, paciência, responsabilidade, ensinamentos, incentivo, pela competente orientação e, principalmente pelo estímulo ao meu progresso como pesquisadora.

Ao Prof. Dr. Rubens Corrêa Araujo, pelo exemplo de dedicação ao trabalho, responsabilidade e amizade, pelo estímulo ao meu progresso profissional, pelas contribuições fundamentais e apoio constante durante todas as fases deste estudo, sem o qual esse estudo não teria êxito.

Ao Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão, pela disponibilidade e pela valiosa contribuição científica.

Ao Prof. Dr. Ulysses Fernandes Ervilha, por ser sempre muito prestativo, pelas preciosas sugestões e pelo auxílio contínuo.

À Prof. Dra. Márcia Barbanera, pela disponibilidade, pela grande amizade, por minha formação profissional sendo sempre um exemplo de dedicação e amor à docência, por ser sempre muito prestativa e pelo auxílio contínuo.

Um agradecimento especial aos meus amigos e professores, sem os quais este estudo não teria sido possível:

Aos alunos do Curso de Fisioterapia da Universidade São Judas Tadeu pelo carinho, incentivo, cooperação e motivação que me faz querer ser cada dia mais dedicada ao ensino.

Aos alunos Alexandre Quaresma (Frotinha), Vinicius (Macarrão), Fabio (Bombom), Nicole, Ana Carolina Rivnak, Danielle Sanchez, Marina Canova, Natália Ervalho, Thiago Richiter, Vivian Oliveira pela grande colaboração na coleta de dados.

À minha querida amiga Profa. Ms. Aline Bigongiari, pelo apoio, amizade e importante

colaboração no processamento dos dados e ajuda na estatística. Obrigada Amiga pelo amor que você coloca em tudo que faz.

A Profa Ms. Patrícia Martins Franciulli pelo companheirismo e pela grata convivência, ajuda e amizade.

A todos os professores do Curso de Fisioterapia da Universidade São Judas Tadeu, pelo carinho, incentivo e pelo companheirismo nas atividades cotidianas.

Ao meu marido, por todo amor, carinho, alegrias, por toda paciência e por tudo de bom que você me proporciona. **Amo-te muito.**

Aos meus pais e irmã, pelo incentivo, estímulo, respeito, apoio e principalmente, pelo amor que me fortalece a cada dia.

À Universidade São Judas Tadeu, que tornou possível a realização deste estudo.

Aos amigos do Laboratório de Biomecânica da Universidade São Judas Tadeu, pelo incentivo e colaboração.

Aos voluntários que participaram desta pesquisa, colaborando com paciência, interesse e entusiasmo.

Por fim, meu agradecimento a todas as pessoas que, estiveram envolvidas e participaram da realização desta pesquisa.

Muito Obrigada.

SUMÁRIO

| | |
|--|------|
| LISTAS DE TABELAS | IX |
| LISTAS DE FIGURAS | XI |
| LISTAS DE FIGURAS | XI |
| LISTA DE ABREVIACÕES, SIGLAS E DEFINIÇÕES..... | XII |
| RESUMO | XIII |
| ABSTRACT | XIV |
| 1 INTRODUÇÃO..... | 1 |
| 1.1 Objetivos..... | 3 |
| 1.2 Justificativa..... | 4 |
| 2 REVISÃO DE LITERATURA | 4 |
| 2.1 Senso de Força..... | 5 |
| 2.2 Influência da fadiga muscular no desempenho da força muscular..... | 6 |
| 2.2.1 Influência da fadiga contralateral no desempenho da força muscular..... | 7 |
| 2.3 Influência da dor no desempenho da força muscular | 8 |
| 2.4 Influência da informação visual no desempenho da força muscular..... | 9 |
| 3 MATERIAIS E MÉTODO..... | 10 |
| 3.1 Amostra | 10 |
| 3.2 Instrumentação..... | 11 |
| 3.2.1 Eletromiografia..... | 11 |
| 3.2.2 Dinamometria | 12 |
| 3.3 Sincronização dos procedimentos | 13 |
| 3.4 Protocolo de indução de fadiga muscular..... | 14 |
| 3.5 Protocolo de indução de dor muscular | 14 |
| 3.6 Protocolo experimental..... | 15 |
| 3.7 Variáveis de Estudo | 17 |
| 3.8 Análise das Variáveis | 17 |
| 4 RESULTADOS | 17 |
| 4.1 Efeito da fadiga no desempenho do torque isométrico..... | 17 |
| 4.1.1 Efeito cruzado da fadiga muscular no desempenho do torque isométrico | 18 |

| | | |
|-----|--|----|
| 4.2 | Efeito da dor no desempenho do torque isométrico | 19 |
| 4.3 | Efeito da informação visual no desempenho do torque isométrico..... | 21 |
| 5 | DISCUSSÃO | 22 |
| 5.1 | Efeito da fadiga muscular na manutenção do torque isométrico..... | 22 |
| 5.2 | Efeito cruzado da fadiga na manutenção do torque isométrico..... | 24 |
| 5.3 | Efeito da dor experimentalmente induzida na manutenção do torque isométrico..... | 25 |
| 5.4 | Efeito da informação visual na manutenção do torque isométrico..... | 26 |
| 6 | CONCLUSÃO..... | 27 |
| 7 | REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 27 |
| | ANEXO I..... | 35 |
| | ANEXO II | 37 |
| | ANEXO III | 38 |
| | ANEXO IV | 39 |

LISTAS DE TABELAS

| | Página |
|--|--------|
| Tabela 1 - Média e Desvio Padrão da Frequência Mediana da atividade dos músculos (TA, GL, VL; VMO, RF; BFL, ST) nas condições pré e pós fadiga muscular. * indica significância estatística $p<0,05$ | 18 |
| Tabela 2 - Média e Desvio Padrão do Valor do Root Mean Square (RMS) da atividade dos músculos (TA, GL, VL, VMO, RF, BFL, ST) nas condições pré e pós fadiga muscular. * indica significância estatística $p<0,05$ | 18 |
| Tabela 3 - Média e Desvio Padrão do Coeficiente de Variação da atividade dos músculos (TA, GL, VL, VMO, RF, BFL, ST) nas condições pré e pós fadiga muscular. * indica significância estatística $p<0,05$ | 18 |
| Tabela 4 - Média e Desvio Padrão da Frequência Mediana da atividade dos músculos (TA, GL; VL, VMO, RF, BFL; ST) no efeito cruzado da fadiga. * indica significância estatística $p<0,05$ | 19 |
| Tabela 5 - Média e Desvio Padrão do Valor do Root Mean Square (RMS) da atividade dos músculos (TA, GL, VL, VMO, RF, BFL, ST) no efeito cruzado da fadiga. * indica significância estatística $p<0,05$ | 19 |
| Tabela 6 - Média e Desvio Padrão do Coeficiente de variação da atividade dos músculos (TA, GL, VL, VMO, RF, BFL, ST) no efeito cruzado da fadiga. * indica significância estatística $p<0,05$ | 19 |
| Tabela 7 - Média e Desvio Padrão da Frequência Mediana da atividade dos músculos (TA; GL; VL; VMO; RF; BFL; ST) nas condições com e sem dor muscular experimentalmente induzida. * indica significância estatística $p<0,05$ | 20 |
| Tabela 8 - Média e Desvio Padrão do Valor do Root Mean Square (RMS) da atividade dos músculos (TA; GL; VL; VMO; RF; BFL; ST) nas condições com e sem dor muscular experimentalmente induzida. * indica significância estatística $p<0,05$ | 20 |
| Tabela 9 - Média e Desvio Padrão do Coeficiente de Variação da atividade dos músculos (TA; GL; VL; VMO; RF; BFL; ST) nas condições com e sem dor muscular experimentalmente induzida. * indica significância estatística $p<0,05$ | 20 |
| Tabela 10 – Média e Desvio Padrão da Frequência mediana da atividade dos músculos (TA; GL; | |

| | |
|--|----|
| VL; VMO; RF; BFL; ST) nas condições com e sem feedback visual. * indica significância estatística $p < 0,05$ | 21 |
| Tabela 11 – Média e Desvio Padrão do Valor do Root Mean Square (RMS) da atividade dos músculos (TA; GL; VL; VMO; RF; BFL; ST) nas condições com e sem feedback visual. * indica significância estatística $p < 0,05$ | 21 |
| Tabela 12 – Média e Desvio Padrão do Coeficiente de Variação da atividade dos músculos (TA; GL; VL; VMO; RF; BFL; ST) nas condições com e sem feedback visual. * indica significância estatística $p < 0,05$ | 22 |
| Tabela 13 – Resumo dos resultados apresentados anteriormente, mostrando qual efeito da fadiga, efeito cruzado, dor e feedback visual nos músculos (TA, GL, VL, VMO, RF, BFL, ST). | 22 |

LISTAS DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 1 – Figura ilustrativa do aparelho utilizado para captação do sinal eletromiográfico. | 11 |
| Figura 2 - Ilustração da condição experimental. Monitor do dinamômetro isocinético fornecendo feedback do torque gerado. | 12 |
| Figura 3 - Ilustração da tela do monitor utilizada para feedback do nível de torque a ser mantido durante as ações isométricas submáximas. (1) Barras representam o valor máximo que o sujeito deverá manter durante a ação voluntária isométrica de 10 s. | 13 |
| Figura 4 - Representação esquemática de uma situação de coleta sincronizada do sinal eletromiográfico e do sinal do dinamômetro isocinético. | 14 |
| Figura 5 - Ilustração da Escala Visual Analógica. A linha vertical representa a intensidade da dor, sendo 0 = ausência de dor e 10 dor intolerável. Na linha horizontal está representado o tempo que será anotado o nível de dor, em minuto. | 15 |
| Figura 6 – Fluxograma do protocolo de pesquisa com as etapas da coleta e análise de dados. | 16 |

LISTA DE ABREVIACÕES, SIGLAS E DEFINIÇÕES

| | |
|---------------|---|
| ANOVA | Análise das Variância |
| BFL | Músculo Bíceps Femoral Cabeça Longa |
| CVIM | Contração Voluntária Isométrica Máxima |
| DCV | Dependentes do Campo Visual |
| EMG | Eletrmiografia e termos derivados, como eletrmiograma, eletrmiográfico ou eletrmiográfica |
| EVA | Escala Visual Analógica |
| GL | Músculo Gastrocnêmio Lateral |
| IASP | <i>International Association for Studies of Pain</i> |
| ICV | Independentes do campo Visual |
| IPAQ | <i>International Physical Activity Questionare</i> |
| MUAP | Potencial de Ação de Unidade Motora |
| OTG | Orgão Tendinoso de Golgi |
| RF | Músculo Reto Femoral |
| RMS | <i>Root Mean Square</i> |
| SENIAM | <i>Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscle</i> |
| SNC | Sistema Nervoso Central |
| ST | Músculo Semitendinoso |
| TA | Músculo Tibial Anterior |
| UM | Unidades Motoras |
| VL | Músculo Vasto Lateral |
| VMO | Músculo Vasto Medial Oblíquo |

AVALIAÇÃO DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DURANTE A MANUTENÇÃO DE TORQUE ISOMÉTRICO

Candidata: Flavia de Andrade e Souza

Orientador: Prof. Dr. Luis Mochizuki

RESUMO

O objetivo geral dessa dissertação é avaliar o comportamento da atividade eletromiográfica durante a manutenção de torque isométrico e como a fadiga, informação visual e dor interferem nesse senso de torque. Participaram 15 sujeitos saudáveis com $23,5 \pm 3,4$ anos, $66,2 \pm 13,4$ kg, e $169,8 \pm 8,4$ cm. Foi usado um dinamômetro isocinético para medir o torque extensor dos joelhos e um eletromiógrafo para medir a atividade eletromiográfica (EMG) de músculos selecionados (tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto lateral (VL), vasto medial oblíquo (VMO), reto femoral (RF), bíceps femoral cabeça longa (BFL) e semitendinoso (ST)). Os sujeitos realizaram a contração voluntária isométrica máxima (CVIM) de extensão do joelho para definir as submáximas 20%, 40%, 60% e 80% da CVIM. As contrações voluntárias isométricas submáximas foram realizadas em diferentes condições experimentais: teste de senso de torque com e sem *feedback* visual dos dois joelhos; o mesmo teste de senso de torque após a indução da fadiga muscular no membro inferior dominante; e após indução da dor muscular no músculo VL do membro inferior dominante. Foi observado que os músculos respondem de maneira diferente aos efeitos da fadiga muscular. Após a fadiga, houve redução da frequência mediana do EMG de todos os músculos exceto do ST; enquanto a intensidade e variabilidade do EMG não se alteraram. A dor muscular reduz a frequência mediana de todos os músculos, não altera a intensidade e aumenta a variabilidade para os músculos GL, VL, RF. Em relação ao efeito da informação visual notou-se que a ausência da visão afetou o músculo ST e a presença afetou os músculos ST, VL, VMO, BFL. Sobre o efeito cruzado da fadiga, encontramos alteração da maioria dos músculos, o que evidencia um efeito bilateral da fadiga. Portanto, as atividades aferentes e comandos motores realizados de um lado podem alterar os padrões motores contralaterais. Como conclusão, a tarefa de senso de torque sob ação da fadiga, dor e informação visual mostrou que os músculos se ativam de maneira diferente para tentar manter o torque desejado e essa alteração ocorre do lado que sofreu a intervenção e do lado oposto.

Palavras-chave: senso de torque, biomecânica, fadiga, dor, *feedback* visual, efeito cruzado.

EVALUATION OF MIOELECTRICAL ACTIVITY DURING THE PERFORMANCE OF ISOMETRIC TORQUE TASK

Candidate: Flavia de Andrade e Souza

Advisor: Prof. Dr. Luis Mochizuki

ABSTRACT

The general aim of this study is evaluate the mioelectrical activity during the performance of a torque sense task under the effects of muscular fatigue, visual information, and muscle pain. The subjects were 15 healthy adults (23.5 ± 3.4 years old, 66.2 ± 13.4 kg weight, and 169.8 ± 8.4 cm height). The instruments were an isokinetic dynamometer and an electromyography system to measure the mioelectrical (EMG) activity of selected muscles (tibialis anterior (TA), lateral gastrocnemius (GL), vastus lateralis (VL), vastus medialis obliquus (VMO), rectus femoris (RF), semitendinosus (ST) and biceps femoris long head (BFL)). The subjects performed submaximal voluntary isometric contraction (MVIC) to knee extension at different levels (20, 40, 60 and 80% MVC) and conditions: the torque sense test with and without visual *feedback* (for right and left knees), the same test was performed after the fatigue protocol and after the induced pain protocol. After fatigue, the median frequency of EMG decreased, while intensity and variability of muscle activity were the same. The muscle pain decreases the median frequency, the intensity and the variability in some muscles (GL, VL, RF). About the visual *feedback* effect, we found that some muscles were affected (ST, VL, VMO, BFL). About the cross effect of fatigue, most of muscles presented some change. Therefore, the afferents activity and motor control that occur in one side can affect the motor patterns in other side of body. As conclusion, the torque sense task under fatigue, pain and visual *feedback* showed different changes in muscle activation.

Key-words: torque sense, biomechanics, fatigue, pain, visual *feedback*, cross education.

1 Introdução

Em tarefas diárias, são realizadas diversas formas de ações motoras que podem ser agrupadas por semelhança de padrão de ativação muscular ou cinemático. A organização desses padrões é limitada pelas condições do ambiente, das restrições da tarefa e da pessoa que a executa (SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 2003). A forma como o sistema nervoso central (SNC) lida com esses fatores depende do controle motor e da biomecânica do sistema. A partir do controle motor, o organismo organiza os movimentos por meio do sistema nervoso e muscular (ERVILHA, 2004, SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 2003). A biomecânica do sistema limita as opções disponíveis para o controle motor regular a execução de uma ação motora. Como consequência, o controle motor requer integração entre comandos eferentes (ação) e comandos aferentes (informação ao sistema central sobre seu estado) em um mecanismo chamado de *feedback* (KANDEL, SCHWARTZ & JESSEL, 1991). As sensações mediadas no cérebro são denominadas percepção do esforço, enquanto as sensações de origem periférica são denominadas percepção da força ou tensão (JONES, 2001).

Por meio da percepção de força, o ser humano ajusta a atividade muscular para realizar movimentos finos e grosseiros (SCHMIDT & WRISBERG, 2001). A medida direta da força muscular é metodologicamente complexa e invasiva. Logo, a medida indireta da força é mais comum, sejam por meio de diferentes tipos de sensores de força ou de dinamômetros, como o isocinético. O dinamômetro isocinético mensura o torque articular líquido (diferença entre torque interno e externo). O torque é uma força que provoca uma rotação em torno de um eixo; assim, a força muscular provoca um torque nas articulações (ENOKA, 2000). Pela relação da força com a geração do torque podemos considerar também que o senso de força pode ser relacionado com o senso de torque (TOFFIN et al, 2003).

A percepção de força, ou senso de força, indica a necessidade de variação de força muscular para uma tarefa específica. Para essa variação, é necessário o monitoramento de informação aferente e a comparação com a meta pré-estabelecida. A capacidade do músculo em realizar força exige que os neurônios motores modulem seus MUAP (MOTTRAM et al, 2005) por meio da percepção (O'SULLIVAN, 2004; Da MATTA et al., 2005). O sistema sensorial pode influenciar nesse controle de força por meio da ativação de mecanorreceptores como o Órgão Tendinoso de Golgi (OTG), receptores de pele e receptores articulares (TOFFIN et al., 2003, JONES, 2001) e por informações exteroceptivas (visão, audição, tato) (SCHMIDT & WRISBERG, 2001). Os receptores produzem informações ascendentes, informando sobre a

quantidade de força produzida, e geram comandos motores centrais associados com a tarefa exercida para que a força seja estimada e reflete no sinal motor descendente (JONES, 2001).

Diferentes condições podem afetar os mecanismos de produção de força muscular, como problemas de fraqueza e fadiga muscular, que provocam a necessidade de mudança da atividade neuromuscular a fim de garantir o sucesso da tarefa. Assim, em uma tarefa de ação isométrica, os efeitos da fadiga muscular devem ser compensados por meio do aumento do recrutamento de unidades motoras. Como a regulação da força também depende da informação aferente provindos de receptores diversos, como descritos anteriormente, podem afetar o senso de força (ENOKA, 2000; JONES, 2001).

A falência de disparo de unidades motoras por causa da fadiga provoca um mecanismo de compensação, por meio de um maior recrutamento de unidades motoras para manter o nível de tensão muscular (GONÇALVES et al, 2007; SILVA & GONÇALVES, 2003; CHENG & RICE, 2005). A fadiga causa alterações em relação ao comportamento das unidades motoras, levando a redução na frequência de disparo (WINTER, 1990; SVENSSON, BURGAARD & SCHLOSSER, 2001) e alguns autores observaram diminuição do recrutamento das unidades motoras (ADAM & De LUCA, 2003). Rochette et al (2003) observaram o aumento da atividade eletromiográfica (EMG) durante contrações isométricas submáximas sustentadas sob efeito da fadiga no músculo quadríceps.

A alteração da disponibilidade da informação sensorial ou o surgimento de processos que mudam a percepção sensorial mudam o controle da força muscular e o senso de força.

A informação visual é responsável por adaptar, regular e manter o equilíbrio e a postura, além de auxiliar nas atividades motoras ou processos neurovegetativos (SCHMIDT & WRISBERG, 2001; DOUGLAS, 2000; JENMALM & JOHANSSON, 1997). Isableu et al. (2003) compararam o controle postural em pessoas dependentes do campo visual (DCV) e independentes do campo visual (ICV) e observaram que os ICV possuíam maior estabilidade postural. Na ausência da informação visual, outras informações sensoriais são necessárias para executar a tarefa de manutenção da postura. Entretanto, pouco se conhece sobre a importância da informação visual em uma tarefa de manutenção da postura por meio de ação isométrica.

A dor influencia a atividade motora, à nível medular e cortical, causando diminuição ou ausência da EMG pela diminuição de impulsos de unidade motoras (ASHTON-MILLER et al. 1990, SOHN et al. 2000, SCHULTE et al. 2004; ERVILHA, 2004). Farina et al. (2004) mostraram que a dor experimental causa a inibição no mecanismo de controle central dos

estímulos nociceptores, e provoca a diminuição do disparo de potenciais de ação de unidades motoras (MUAP) e da velocidade de condução de MUAP.

Na ação muscular voluntária, a força não está restrita ao músculo de origem, há interação da ativação de músculos ipsi e contralaterais, esse efeito é conhecido como “efeito cruzado”. A interação contralateral surge por um padrão de organização motora que supre as condições normais do comportamento motor (ZIJDEWIND & KERNELL, 2001). Shinohara et al (2003) avaliaram o nível de torque e EMG na mão contralateral e observaram o aumento do torque isométrico em seis níveis (2,5; 10; 40; 60 e 80% da CVM) e o aumento na EMG dos músculos contralaterais. Munn et al (2005) observaram que há o aumento no torque do lado contralateral ao lado treinado. Porém, não foi encontrado na literatura se a fadiga altera o comportamento motor do lado contralateral aquele em que foi induzida a fadiga.

A dor e fadiga muscular são fatores que modificam a atividade muscular. O que acontece com a atividade muscular em uma tarefa de manutenção de torque isométrico na presença da dor muscular ou da fadiga muscular? Há dificuldades para responder essa questão, porque pouco se conhece sobre o controle do senso de força durante a dor ou fadiga muscular. Em função do exposto, definimos como problema de estudo a seguinte questão: Qual é o efeito da informação visual, da dor e da fadiga muscular no controle do senso de torque isométrico submáximo? Existe influencia do “efeito cruzado” da fadiga?

Para encontrar respostas para esse problema, vamos investigar a atividade muscular, por meio da eletromiografia, durante a execução de uma tarefa motora baseada em uma ação isométrica. Os objetivos desta dissertação de mestrado estão apresentados a seguir.

1.1 Objetivos

O objetivo geral desta dissertação de mestrado é avaliar o comportamento da atividade eletromiográfica durante a tarefa de torque isométrico. Os objetivos específicos deste projeto de pesquisa são: 1) descrever e discutir o efeito da informação visual na atividade eletromiográfica durante a tarefa de torque isométrico; 2) descrever e discutir o efeito da dor muscular experimentalmente induzida na atividade eletromiográfica durante a tarefa de torque isométrico; 3) descrever e discutir o efeito da fadiga muscular na atividade eletromiográfica durante a tarefa de torque isométrico.

1.2 Justificativa

São justificativas para a realização deste projeto de pesquisa de mestrado: a) a necessidade de o entendimento da influência dos fatores escolhidos (dor, exaustão, informação sensorial) no senso de força e sua aplicação na reabilitação, ergonomia, treinamento esportivo, entre outras; b) A contribuição para o conhecimento sobre a ação muscular e o senso de força deste projeto se destaca pela possibilidade de oferecer informações para tornar os treinamentos e aprendizagem esportiva mais eficiente; e c) na reabilitação esse projeto será de grande valia para o desenvolvimento de tratamentos, diagnóstico e prevenção de disfunções do sistema locomotor.

Por meio dos resultados, saberemos como os músculos se comportam sob efeito da fadiga, dor e informação visual; o que pode minimizar as possíveis conseqüências trazidas por esses fatores, como em lesões musculares, pois se sabe que os tecidos passivos (cápsulas, ligamentos) passam a ser sobrecarregados depois que os elementos ativos (músculos) tornam-se menos efetivos sob efeito da fadiga e dor muscular, definida como redução na capacidade do sistema neuromuscular em gerar força ou realizar trabalho (BARBOSA & GONÇALVES, 2005)

2 REVISÃO DE LITERATURA

O controle motor é muito importante na existência humana, pois dele depende o desempenho nas habilidades motoras. O movimento e a postura, essenciais para realização da mais simples habilidade motora, são governados por um conjunto complexo de processos nervosos e mecânicos, que compreendem o controle motor (O' SULLIVAN, 2004). Definimos controle motor como o estudo de como o organismo é capaz de realizar os movimentos e manter a postura de maneira organizada e modulada por meio de regras de ativação do sistema nervoso e muscular (ERVILHA, 2004, SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 2003).

Para explicar os processos nervosos que governam o controle motor é necessário entender que esse requer integração entre comandos eferentes (ação) e comandos aferentes (informação ao sistema central sobre seu estado e movimento) em um mecanismo de *feedback* (KANDEL, SCHWARTZ & JESSEL, 1991). As vias eferentes responsáveis pelo movimento, que provêm de áreas do córtex cerebral (córtex motor primário, córtex pré-motor, área motora suplementar), são transmitidas por meio dos tratos, dentre eles destacam-se o trato piramidal, tractos reticuloespinhais e os tractos vestibuloespinhais; além de estruturas subcorticais como os núcleos de retransmissão no tálamo (importantes para o controle motor), núcleos da base, cerebelo, e também da medula espinhal através de seus motoneurônios. As vias aferentes trazem

informações oriundas de receptores sensoriais sobre a postura e movimento, esses podem ser classificados quanto à origem da informação (exteroceptores, proprioceptores, interceptores), ou quanto ao tipo de informação (mecanoceptores, fotoceptores, quimioceptores, nociceptores, termocceptores), ou ainda, quanto à sua morfologia (terminação nervosa livre, terminação nervosa encapsulada); essas informações são encaminhadas para o córtex somatossensorial primário para que sejam processadas e gerar comandos motores centrais associados com a tarefa exercida para que o movimento ou a força sejam estimados (KANDEL, SCHWARTZ & JESSEL, 1991; ENOKA, 2000; SCHMIDT & WRISBERG, 2001, ROTHWELL, 2000).

Os controles que se referem ao torque e ao movimento estão baseados no recrutamento e na frequência de disparo das unidades motoras (MUAP) (Da MATTA et al., 2005), como também por meio da informação sensorial, trazidas pela ativação de receptores sensoriais (TOFFIN et al., 2003, SCHMIDT & WRISBERG, 2001). Dessa maneira a estimativa da força ou do movimento exige modulação das MUAPs e por meio do senso de força, o ser humano é capaz de realizar movimentos complexos a movimentos simples (SCHMIDT & WRISBERG, 2001).

2.1 Senso de Força

A capacidade do músculo em realizar força exige que os neurônios motores modulem seus MUAP (MOTTRAM et al, 2005) por meio da percepção (O'SULLIVAN, 2004; Da MATTA et al., 2005). O sistema sensorial influencia esse controle de força por meio de mecanoceptores como o Órgão Tendinoso de Golgi (OTG), receptores de pele e receptores articulares (TOFFIN et al., 2003, JONES, 2001) e por informações exteroceptivas (visão, audição, tato) (SCHMIDT & WRISBERG, 2001). Os receptores produzem informações ascendentes sobre a quantidade de força produzida e geram comandos motores centrais associados com a tarefa para que a força seja estimada e reflete no sinal motor descendente (JONES, 2001).

Por meio do senso de força, o ser humano gradua a força muscular e realiza movimentos finos ou grosseiros (SCHMIDT & WRISBERG, 2001). O torque é uma força que provoca uma rotação em torno de um eixo; assim, a força muscular provoca um torque nas articulações (ENOKA, 2000). Pela relação da força com a geração do torque podemos considerar também que o senso de força pode ser relacionado com o senso de torque (TOFFIN et al, 2003).

O senso de força ou torque aumenta à medida que aumenta o comando motor, o que ocorre com aumento da taxa de descarga dos órgãos tendinosos de Golgi que envia informações para centros cerebrais sobre o esforço pretendido e gera informação descendente (comando motor)

para o aumento da força; porém isso pode ocorrer sem o aumento real da força muscular (ENOKA, 2000; JONES, 2001; KORDING, KU, WOLPERT, 2004).

Diferentes condições podem afetar os mecanismos de produção de força muscular, como a fraqueza e fadiga muscular, que provocam a necessidade de mudança da atividade neuromuscular a fim de garantir o sucesso da tarefa. Assim, em uma tarefa de ação isométrica, os efeitos da fadiga muscular devem ser compensados por meio do aumento recrutamento de unidades motoras e também depende da informação aferente, por isso alterações sensoriais também podem afetar o senso de força (ENOKA, 2000; JONES, 2001).

2.2 Influência da fadiga muscular no desempenho da força muscular

Fadiga, do ponto de vista da biomecânica, pode ser definida como redução da capacidade de gerar tensão muscular, ou mesmo manter essa tensão após estímulos repetidos ou contrações mantidas, ocorrendo por efeitos que abrangem processos motores e sensoriais (McARDLE, KATCH & KATCH, 2001; ASCENSÃO et al, 2003; ENOKA, 2000). A fadiga está associada a várias manifestações de incapacidade funcional, como por exemplo, a incapacidade de manter a mesma intensidade de exercício; a diminuição da velocidade de contração e aumento do tempo de relaxamento do músculo, que são evidenciadas durante e após exercícios máximos e submáximos (ALLEN, LÄNNERGRÉN, WESTERBLAD, 1995; DAVIS & BAILEY, 1997).

Existem dois tipos de fadiga: fadiga central e a fadiga periférica (McARDLE, KATCH & KATCH, 2001; FOSS & KETEVIAN, 1998). A fadiga central ocorre quando há uma diminuição na atividade da quantidade de unidades motoras envolvidas na atividade ou quando há uma diminuição da reativação de disparos das unidades motoras. Ela ocorre em nível supramedular, pelo mecanismo de inibição aferente, a partir dos fusos neuromusculares, terminações nervosas, falha na sinapse e diminuição da excitabilidade do motoneurônio (GANDEVIA, ALLEN & MCKENZIE, 1994). Estudos (DAVIS & BAILEY, 1997; GANDEVIA, ALLEN & MCKENZIE, 1994) evidenciam o papel do *feedback* sensorial que reduzem os disparos dos motoneurônios durante a fadiga, mostrando a importância dos mecanismos centrais na manutenção do nível de força.

A fadiga periférica ocorre devido a diminuição de disparos de potenciais de ação nas fibras musculares (SVENSSON et al, 2001) e ocorre quando há uma deficiência ou restrição de alguns processos nas unidades motoras, ou seja, nos nervos periféricos, nas ligações neuromusculares, neurônios motores ou fibras musculares. (EDWARDS, 1981) Além disso, a fadiga periférica

pode ocorrer por fatores neurais, mecânicos e energéticos (FOSS & KETEVIAN, 1998).

No processo de fadiga, as unidades motoras disparam em velocidades crescentes para compensar a diminuição da força, decorrente da fadiga de outras unidades motoras e manter o nível de tensão muscular. Este comportamento é evidenciado pelo aumento da amplitude do sinal eletromiográfico (OLIVEIRA et al, 2006). Também a fadiga pode ser analisada por meio dos parâmetros espectrais da eletromiografia (EMG), em particular aquelas promovidas durante contrações isométricas (KUMAR & NARAYAN, 1998).

Diversos estudos examinam a influência da fadiga na atividade muscular. De acordo com Gonçalves et al (2007), Silva & Gonçalves (2003), Cheng & Rice (2005), Kawakami et al (2000), o músculo sob efeito da fadiga sofre redução da força muscular e para que essa força não diminua as unidades motoras disparam em velocidades crescentes para manter o nível de tensão muscular. Segundo Winter (1990), Svensson, Burgard & Schlosser (2001) e Adam & De Luca (2003), a fadiga causa alterações em relação ao comportamento do MUAP, redução na frequência de disparo dos potenciais de ação, e diminuindo o recrutamento de MUAP. Em oposição, Rochette et al (2003) observaram o aumento da EMG durante contrações isométricas submáximas sustentadas sob efeito da fadiga no músculo quadríceps, assim como Hunter et al (2002) que também observaram um aumento na média do sinal eletromiográfico e da força. Porém, como as unidades motoras se comportam após a indução à fadiga durante a execução da tarefa de manutenção do torque isométrico ainda não é elucidado

2.2.1 Influência da fadiga contralateral no desempenho da força muscular

Na ação muscular voluntária, a força não está restrita ao músculo de origem, há interação da ativação de músculos ipsi e contralaterais. A interação contralateral surge por um padrão de organização motora que supre as condições normais do comportamento motor (ZIJDEWIND & KERNELL, 2001). Shinohara et al (2003) avaliaram o nível de torque e EMG na mão contralateral e observaram o aumento do torque isométrico em seis níveis (2,5; 10; 40; 60 e 80% da CVM) e o aumento na EMG dos músculos contralaterais. Munn et al (2005) observaram que há o aumento no torque do lado contralateral ao lado treinado. Porém, é desconhecido se a fadiga altera o comportamento motor do lado contralateral àquele em que foi induzida a fadiga e a dor.

Sainburg & Kalakanis (2000) analisaram a diferença no controle dinâmico dos membros inferiores durante movimentos do membro superior dominante e o contralateral, observaram que existe uma similaridade entre os dois membros superiores e por isso sugere que mecanismos de

controle neural são empregados para movimentos do membro dominante e não dominante. Entretanto, as diferenças nas estratégias neurais são conseqüências do uso assimétrico dos dois membros, mas o mecanismo ainda não é claro.

2.3 Influência da dor no desempenho da força muscular

Dor é “uma experiência sensorial e emocional desagradável, associada à lesão tecidual real ou em potencial, ou que pode ser descrita em termos de tais danos” (*International Association for Studies of Pain, IASP*). Segundo a *IASP*, a percepção da dor precisa ser estudada minuciosamente para sua melhor compreensão e didática, sendo assim, foram desenvolvidos alguns modos de classificação que variam de acordo com a característica exclusiva da dor. A maneira mais comum e mais citada é a utilização da duração da dor como um ponto de referência, ou seja, Turk & Melzack (1992) consideraram a dor ao longo de um *continuum* de duração a fim de classificá-la e incluir em dores aguda, crônica e recorrente.

A dor aguda está relacionada com o estímulo nociceptivo produzidos quando há uma lesão, processos inflamatórios ou infecciosos. Possui efeito de grupos de experiências sensitivas, cognitivas e emocionais, aliando-se também às respostas autonômicas e comportamentais. A dor aguda possui importante função de sinalizar que há algo de errado no funcionamento do organismo e pode modificar a plasticidade do sistema nervoso e isso conduz à dor crônica (GUIMARÃES, 1999; PIMENTA, 2001).

As dores crônicas têm mecanismos diferentes das dores agudas, sendo entendidas como: dores que persistem após a cura da lesão, ou que permanecem por semanas ou meses (PAVANI, 2000; PIMENTA, 2007), decorrentes de estímulos contínuos e recidivantes, mas também pode possuir ocorrência sem qualquer estímulo (TEIXEIRA, 2006). Para Penna (1984) e Pimenta (1999), a dor crônica resulta em restrições e em amplas respostas físicas, emocionais e comportamentais decorrentes da exarcebação ou atenuação do quadro de algia.

Os métodos envolvidos na propagação da dor aguda para crônica (Rocha et. al. 2007), ainda são questionáveis e complexos, favorecendo a hipótese de que estas poderiam estar relacionadas com mecanismos periféricos e centrais da transmissão dolorosa.

A dor altera o programa motor em nível medular e cortical (RADOVANOVIC et al, 2002; MOSELEY, NICHOLAS, HODGES, 2004; FARINA et al, 2004), modificando o EMG pela diminuição de impulsos das unidades motoras durante o esforço submáximo (ASHTON-MILLER et al. 1990, SOHN et al. 2000, SCHULTE et al. 2004; ERVILHA, 2004).

Na avaliação do EMG, a dor muscular leva a diminuição do disparo das unidades motoras (FARINA et. al., 2004; WANG, 2000). Graven-Nielsen et al. (2002) observaram a redução da CVM e redução do tempo de resistência durante as contrações submáximas sob o efeito da dor experimentalmente induzida. Ervilha (2004) não observou mudanças nos índices de co-contracção realizados nos diferentes níveis da contração voluntária isométrica na musculatura analisada.

Graven-Nielsen et al (2000) e Graven-Nielsen et al (2002) observaram diminuição na intensidade da atividade EMG e da força gerada durante contrações isométricas voluntárias máximas na presença de dor muscular induzida experimentalmente por solução salina. Em outro estudo, Farina, Arendt-Nielsen & Graven-Nielsen (2005) concluíram que a indução de dor experimental com solução salina não altera a velocidade de condução das unidades motoras, mas diminui o disparo do potencial de ação em contrações sustentadas. A dor interfere na modulação do controle motor, porém como ocorre essa modulação e como isso interfere no senso de força deve ser mais bem investigado.

2.4 Influência da informação visual no desempenho da força muscular

A visão é a sensação mais importante das informações exteroceptivas (informações sobre o ambiente), e está relacionada às integrações neurais de adaptação, regulação e manutenção de equilíbrio, atividades motoras ou processos neurovegetativos (SCHMIDT & WRISBERG, 2001; DOUGLAS, 2000; JENMALM & JOHANSSON, 1997).

Feedback é um processo para informar o estado ou condição de um sistema, e permite dar consciência sobre erros. As informações provem da ação de movimentos ou da manutenção postural, interceptada por um indivíduo em atividade, por meio de diversos fatores sensoriais, tais como: *feedback* visual, tátil, auditivo e proprioceptivo, portanto, é importante ressaltar que órgãos sensoriais exteroceptivos também apresentam *feedback* para a postura e ajustes corporais (TEIXEIRA, 2006). As relações entre os fatores sensoriais durante uma atividade motora são de extrema importância, pois permitem uma influência no aprendizado e na retenção das habilidades motoras (MACHADO, 1998; VETTER & WOLPERT, 2000).

A classificação das habilidades motoras com os ajustes baseados em *feedback* é essencial ao efetuar movimentos com máxima prontidão. Os comandos motores são padronizados durante a execução de uma atividade física na administração de atividades motoras. Além disso, outros fatores associados ao *feedback* podem melhorar o controle motor por meio de artifícios que possam aumentar a quantidade de informações relacionadas aos movimentos. Contudo, segundo

Teixeira (2006), a maneira mais prática e simples é realizar um movimento na frente do espelho, para que esta ação seja observada por um observador externo. Assim, várias habilidades motoras necessitam com precisão de uma resposta para diferentes tarefas, tais como: precisão temporal, espacial e utilização do torque, observadas com e sem o *feedback* visual (TEIXEIRA, 2006).

No entanto, há situações em que o indivíduo precisa realizar uma atividade motora discreta num curto período de tempo, podendo ocorrer restrições no uso do *feedback* pelo tempo insuficiente para a representação dos sinais aferentes e para que os impulsos motores sejam levados ao sistema músculo esquelético (TEIXEIRA, 2006).

Jenmalm & Johansson (1997) analisaram o efeito da visão no controle do movimento, observaram que o controle sensorial e motor dependem de mecanismos visuais e somatossensoriais. Isableu et al (2003) compararam o controle postural em sujeitos dependentes do campo visual e sujeitos independentes do campo visual (ICV) e observaram que os sujeitos ICV possuíam maior estabilidade postural, ou seja, o controle postural não depende da visão.

Como a visão influencia na manutenção do torque isométrico precisa ser melhor elucidado.

3 MATERIAIS E MÉTODO

3.1 Amostra

Participaram 15 voluntários (23,5±3,4 anos, 66,2±13,4 kg, e 169,8±8,4 cm). Todos os sujeitos foram selecionados com os seguintes critérios de inclusão: ser sedentário *IPAQ* (*International Physical Activity Questionnaire*) (ANEXO I); ter boa capacidade de compreensão para o aprendizado e execução das tarefas do experimento; e não apresentar problemas de saúde associados ao controle neuromuscular, não apresentar dor crônica; não ter realizado cirurgia nos membros inferiores, ou ter tido trauma significativo nos membros inferiores (que possam levar a déficit sensorio motor); não possuir doenças que possam trazer riscos ao sujeito durante e após o teste (como doenças cardiovasculares ou doenças reumáticas). Os critérios de exclusão são: apresentar intolerância a qualquer etapa do estudo, ou ter qualquer reação aos testes de indução da fadiga ou de indução de dor muscular, como náuseas, tontura, mal-estar, sensação de desmaio, taquicardia, sudorese excessiva, ou qualquer outro sinal de disreflexia autonômica.

Os participantes do estudo foram informados sobre as condições do projeto e foram adotados os procedimentos éticos do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade São Judas Tadeu (protocolo 013/2007). Estando de acordo com os procedimentos a serem realizados, os sujeitos, assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO II).

Foi necessário determinar o membro inferior dominante. O teste consistiu em chutar uma bola jogada em direção ao sujeito a ser avaliado, o chute deve ser repetido por três vezes consecutivas (PETER, 1988). O membro inferior dominante é aquele usado para chutar a bola por pelo menos duas vezes.

3.2 Instrumentação

3.2.1 Eletromiografia

Foi usado um sistema de EMG de oito canais (*Myosystem 1400, Noraxon, Inc USA*) (Figura 1) para mensurar a atividade dos músculos escolhidos. Foram escolhidos os músculos: tibial anterior (TA), músculo monoarticular e antagonista do músculo gastrocnêmio lateral (GL) que auxilia nos movimentos do joelho; GL músculo biarticular e atua como acessório na flexão do joelho; vasto lateral (VL), músculo monoarticular e extensor primário do joelho; vasto medial oblíquo (VMO), músculo monoarticular e extensor primário do joelho; reto femoral (RF), músculo biarticular e extensor primário do joelho; bíceps femoral cabeça longa (BFL), músculo biarticular e antagonista dos extensores do joelho e semitendinoso (ST) músculo biarticular e antagonista dos extensores do joelho.



Figura 1 – Figura ilustrativa do aparelho utilizado para captação do sinal eletromiográfico.

Foram utilizados eletrodos de superfície, bipolares, descartáveis, colocados sobre os músculos, com uma distância inter-eletrodos de 2 cm. Antes da colocação dos eletrodos foi realizada tricotomia, assepsia da pele com álcool para redução da resistência elétrica da pele. Foi utilizado um eletrodo de referência sobre a patela. Todos os procedimentos seguiram as recomendações da *SENIAM (Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscle)*, que consiste em recomendações de uso padronizado da EMG de superfície (HERMENS et al, 2000). A localização dos pontos motores segue referências anatômicas de acordo com a origem e

inserção dos músculos, assim como a orientação dos eletrodos sobre os músculos, seguindo as recomendações dadas pela *SENIAM* (ANEXOIII).

Os dados captados pelo sistema de EMG foram controlados por software de gerenciamento e coleta de dados (*Myoresearch 103.04, Noraxon, EUA*). O sinal EMG foi captado pelo eletrodo e amplificado (amplificação 1000 vezes).

3.2.2 Dinamometria

Para medir o torque extensor dos joelhos, foi utilizado um dinamômetro isocinético (*Biodex, System 3, EUA*). Os sujeitos permaneceram sentados na cadeira do dinamômetro isocinético, com o joelho mantido a um ângulo de 60° de flexão, e o alinhamento da articulação do joelho com o eixo mecânico do dinamômetro isocinético feita tomando como referência o epicôndilo lateral do joelho; além da colocação de cintos para estabilização do tronco do paciente e para padronização do posicionamento dos sujeitos (Figura 2).

O protocolo de teste dinamométrico consistiu de uma preparação da articulação do joelho e dos músculos por meio de exercícios no modo isocinético a 120°/s, em ações concêntrica-concêntrica (flexão/extensão) dos joelhos, à 60° de flexão do joelho, por 30 repetições sem intervalo entre essas. O protocolo usado no teste para verificar a CVIM consistiu de duas ações isométricas para o movimento de extensão do joelho, em uma série de duas ações de 10 s de contração e dois segundos de repouso entre as ações em cada membro inferior. Da CVIM foram calculados os níveis submáximos de torque que são: 20%, 40%, 60% e 80% da CVIM.



Figura 2 - Ilustração da condição experimental. Monitor do dinamômetro isocinético fornecendo feedback do torque gerado.

Para os testes de percepção de torque o protocolo consistiu de ação isométrica para o movimento de extensão do joelho, sendo esse realizado em três séries de duas repetições de 10 s

de contração, 10 s de repouso entre as repetições, e 120 s de repouso entre as séries. A primeira repetição dos testes foi com informação visual e a segunda repetição sem informação visual (Figura 3). Esse protocolo foi realizado em cada nível de torque e nos dois membros inferiores. A informação visual sobre o nível de torque foi fornecida na tela no monitor do computador.

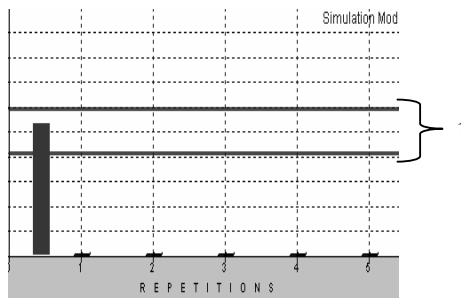


Figura 3 - Ilustração da tela do monitor utilizada para feedback do nível de torque a ser mantido durante as ações isométricas submáximas. (1) Barras representam o valor máximo que o sujeito deverá manter durante a ação voluntária isométrica de 10 s.

O protocolo após a dor ser induzida consistiu do mesmo teste de percepção de torque, porém esse realizado somente a 80% da CVIM.

Os dados adquiridos no dinamômetro foram enviados para um sistema de eletromiografia (*Noraxon, Myosystem 1400, EUA*) controlado por um software de gerenciamento e coleta de dados (*Myoresearch 103.04, Noraxon, EUA*), para que haja sincronização do início do movimento com o início da coleta EMG e do dinamômetro.

3.3 Sincronização dos procedimentos

Para que seja feita a sincronização entre o início do movimento, com o início da coleta EMG e do dinamômetro, foi projetado um cabo que faz a conexão da porta serial do *Biodex* com as entradas do tipo BNC do módulo de aquisição de sinais *Myosystem 1400*. Desta forma, o *software Myoresearch* versão 103.04 pode fazer a aquisição tanto do sinal EMG como dos sinais oriundos do dinamômetro isocinético, que foram configurados (Figura 4).

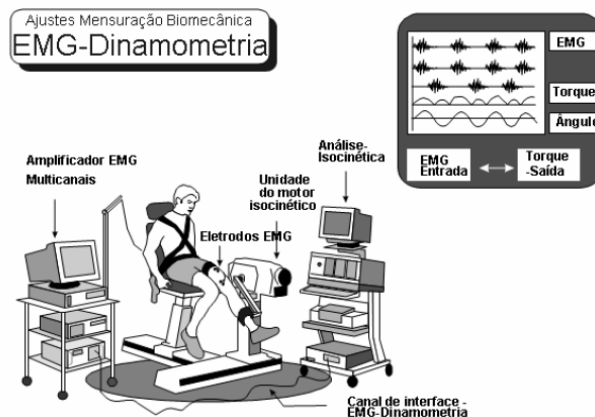


Figura 4 - Representação esquemática de uma situação de coleta sincronizada do sinal eletromiográfico e do sinal do dinamômetro isocinético.

3.4 Protocolo de indução de fadiga muscular

Para a indução da fadiga, o sujeito teve que manter o torque de extensão do joelho dominante a 80% da CVIM, em ação isométrica, na posição angular de 60° de flexão do joelho, por apenas uma repetição até chegar à exaustão; para que a exaustão fosse alcançada o tempo de ação de 240s para o objetivo de força de 80%. Durante a tarefa, os sujeitos mantiveram contato visual com o monitor do dinamômetro isocinético e recebeu, além do *feedback* visual, *feedback* verbal para sustentar a força dentro das possibilidades. A fadiga foi determinada quando o torque muscular diminuiu 15% da máxima por cinco segundos (HUNTER et al, 2002). Em seguida, o teste de percepção do torque foi repetido em ambos os joelhos.

3.5 Protocolo de indução de dor muscular

Para a realização do protocolo de dor foi feita a assepsia do local com uso de algodão e álcool, e posteriormente aplicada uma dose única de 2,0 ml de solução salina hipertônica (5,8%) injetada via intramuscular (GRAVEN-NIELSEN et al., 2002, ERVILHA et al, 2004), com uma seringa descartável de 5ml, agulha descartável de aço inoxidável (27G, 40 mm). O local de aplicação da injeção foi o ventre do músculo VL do membro inferior dominante.

A dor foi mensurada por meio da escala visual analógica (EVA). Essa consiste em uma linha horizontal de 10 cm para marcar o tempo de mensuração e uma linha vertical de 10 cm, em que zero cm indica “ausência de dor” e 10 cm “dor intolerável”. A cada minuto, a partir do início da dor, os sujeitos foram questionados sobre o nível de dor, e o pesquisador anotou na escala (Figura 5).

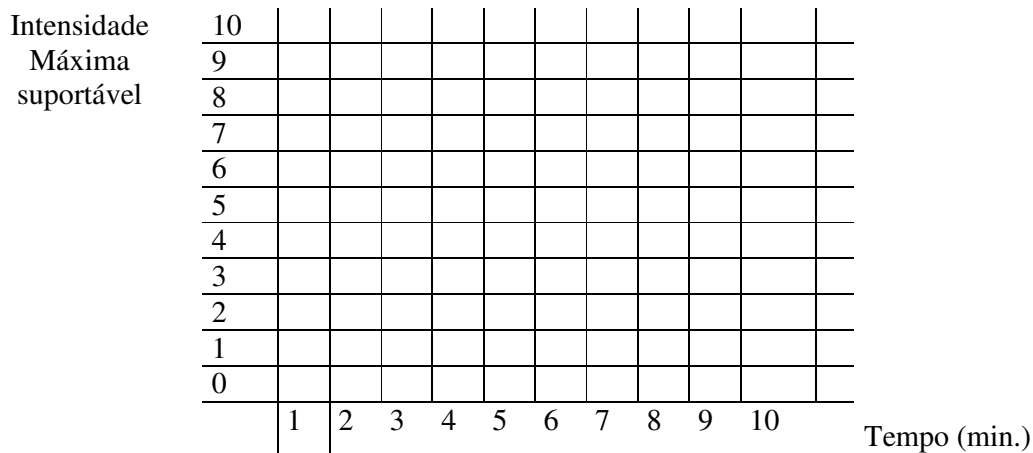


Figura 5 - Ilustração da Escala Visual Analógica. A linha vertical representa a intensidade da dor, sendo 0 = ausência de dor e 10 dor intolerável. Na linha horizontal está representado o tempo que será anotado o nível de dor, em minuto.

A indução de dor se deu por meio de injeção no VL do membro inferior dominante. A solução foi aplicada no ventre muscular e a duração de aplicação da injeção foi de 12s para permitir uma melhor absorção pelo músculo e não provocar uma resposta inflamatória muito intensa e imediata. Em seguida, foi repetido o teste de percepção do torque somente a 80% da CIVM. Após a indução da dor o pesquisador pediu para que o sujeito avisasse o início da sensação dolorosa, dado o início foi questionado o nível de dor, por meio da EVA, e posteriormente a cada um minuto o sujeito era questionado quanto à dor, essa escala foi preenchida em 10 minutos.

3.6 Protocolo experimental

Para realização deste projeto de pesquisa, seguiremos os procedimentos que serão apresentados a seguir (Figura 6).

Primeiramente foi feita a colocação dos eletrodos de EMG (TA, GL, VL, VMO, RF, BF e ST) e posteriormente, antes do teste, foi realizada a adaptação dos sujeitos ao instrumento e a preparação da articulação e dos músculos para realização dos testes.

Para a preparação dos músculos e articulação foi realizado exercício no modo isocinético a 120°/s, nas ações concêntrico-concêntrica (flexão/extensão) dos joelhos, sendo esse realizado em 30 repetições. Denominamos este procedimento de Protocolo de aquecimento.

Após colocação dos eletrodos e a adaptação e preparação do sujeito no dinamômetro, foi solicitado o máximo torque isométrico para extensão do joelho direito e esquerdo e a partir de

duas repetições máximas com o ângulo do joelho à 60° de flexão foi determinado o valor da CVIM. O torque máximo considerado foi o mais alto alcançado no trecho analisado. Este é o protocolo de CVIM. Determinada a CVIM, os sujeitos ficaram em repouso de 20 min para eliminar o possível efeito de fadiga. Nesse período de repouso foram calculados os níveis de torque submáximos, sendo esses de 20, 40, 60 e 80% da CVIM. Após o cálculo, os sujeitos sortearam a ordem dos níveis de força a serem realizadas nos testes.

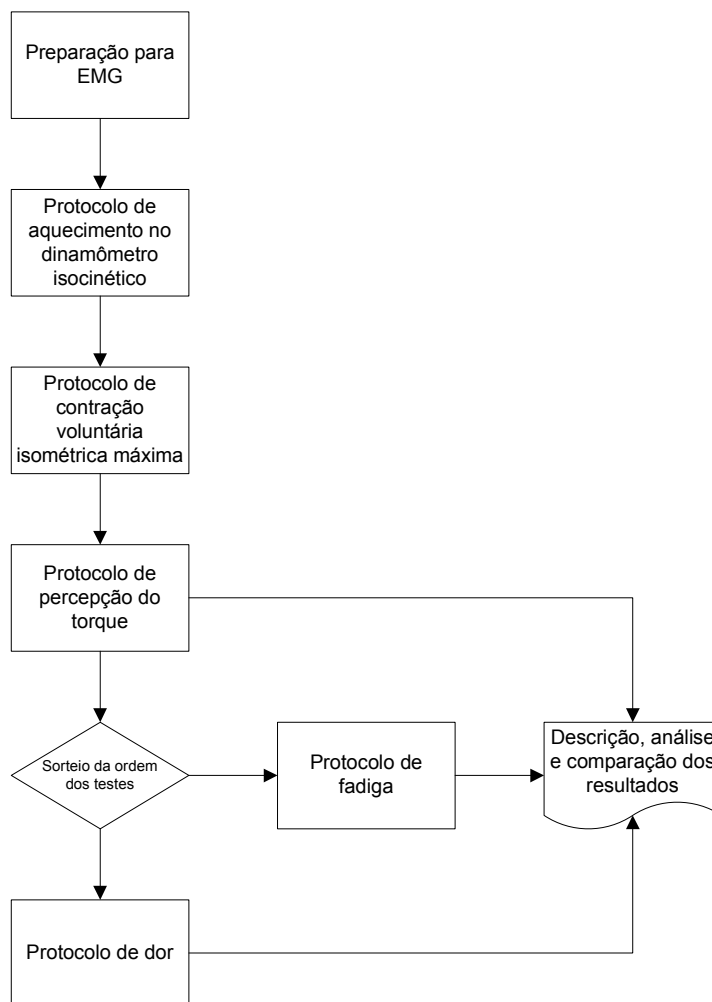


Figura 6 – Fluxograma do protocolo de pesquisa com as etapas da coleta e análise de dados.

No primeiro teste, o sujeito realizou três séries de duas ações musculares voluntárias submáximas isométrica, na posição angular de 60° de flexão do joelho, sendo uma ação com *feedback* visual e outra sem *feedback* visual, as contrações foram mantidas por 10 s, com intervalo entre as contrações de 10 s e o intervalo entre as séries de dois min. Esse teste foi

realizado nas contrações submáximas de 20, 40, 60 e 80% CVIM nos dois membros inferiores. Este foi nomeado como Protocolo de percepção do torque.

Após o teste de percepção do torque, os sujeitos sortearam a ordem da indução da fadiga muscular, por meio do Protocolo de fadiga, e o a indução da dor muscular, por meio do Protocolo de dor. Para evitar a interferência dos efeitos da fadiga muscular e da dor, esses testes foram realizados em dias diferentes, com intervalo de dois dias. Posteriormente a cada um dos protocolos, de indução ou de dor ou de fadiga, era realizado o teste de percepção do torque para a comparação da EMG antes e após cada intervenção.

3.7 Variáveis de Estudo

Para os tratamentos dos sinais foram utilizadas rotinas de programação elaboradas no Matlab 6.5 (ANEXO IV). Após a aquisição dos sinais, foram estudadas as séries temporais da atividade EMG dos músculos, a lateralidade sob influência da fadiga e dos testes. Durante os períodos de ação isométrica em uma janela de 200ms, foram determinados o valor RMS (*root mean square*), a frequência mediana, o coeficiente de variação de cada variável.

3.8 Análise das Variáveis

Para análise dos dados foi utilizado a estatística descritiva (média) das variáveis de estudo. Para análise do efeito dos fatores (*feedback* visual, fadiga, dor, efeito cruzado), foi utilizada análise das variâncias (ANOVA) para uma significância de $p < 0,05$. Para a análise das diferenças o teste *post hoc Tukey HSD*.

4 RESULTADOS

4.1 Efeito da fadiga no desempenho do torque isométrico

A frequência mediana da atividade muscular está apresentada na tabela 1. Todos os músculos sofreram efeito da fadiga ($F_{(1, 3546)} > 26,5$, $p < 0,01$), exceto o músculo ST ($F_{(1, 3546)} = 1,6$, $p = 0,2$). O teste *post hoc Tukey HSD* indicou que a frequência mediana da atividade dos músculos foi maior na condição pré fadiga ($p < 0,01$).

O valor RMS da atividade muscular está na tabela 2 e mostra que nenhum músculo sofreu efeito da fadiga ($F_{(1,3546)} < 0,2$, $p > 0,1$), exceto o músculo ST ($F_{(1,3546)} > 10,8$, $p < 0,00001$). O teste *post hoc Tukey HSD* indicou que o RMS do ST foi maior na condição pós fadiga ($p < 0,00001$).

Tabela 1 - Média e Desvio Padrão da Frequência Mediana da atividade dos músculos (TA, GL, VL; VMO, RF; BFL, ST) nas condições pré e pós fadiga muscular. * indica significância estatística $p < 0,05$.

| Fadiga | Frequência Mediana (Hz) | | | | | | |
|--------|-------------------------|-------------|------------|------------|------------|------------|-----------|
| | TA | GL | VL | VMO | RF | BFL | ST |
| Pré | 80,7±30,8* | 108,9±33,2* | 61,2±13,1* | 60,5±14,4* | 68,2±13,3* | 71,4±16,3* | 63,1±16,6 |
| Pós | 77,6±32,1 | 105,6±37,0 | 60,2±11,6 | 59,5±11,8 | 66,4±11,4 | 70,1±14,9 | 62,8±14,3 |

Tabela 2 - Média e Desvio Padrão do Valor do Root Mean Square (RMS) da atividade dos músculos (TA, GL, VL, VMO, RF, BFL, ST) nas condições pré e pós fadiga muscular. * indica significância estatística $p < 0,05$.

| Fadiga | Valor RMS (u.a.) | | | | | | |
|--------|------------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|
| | TA | GL | VL | VMO | RF | BFL | ST |
| Pré | 134,3±66,7 | 133,4±66,3 | 129,7±58,8 | 130,4±55,3 | 128,2±64,2 | 129,0±47,5 | 12,4±9,6 |
| Pós | 131,4±61,2 | 132,0±47,8 | 127,5±57,2 | 129,7±60,9 | 126,6±60,3 | 127,9±49,9 | 14,0±11,3* |

O coeficiente de variação da atividade dos músculos está apresentado na tabela 3. Nenhum músculo sofreu efeito da fadiga ($F_{(1, 3546)} \geq 1,1$, $p \geq 0,09$), exceto os músculos TA e ST ($F_{(1, 3546)} \leq 6,0$, $p \leq 0,04$). O teste *post hoc Tukey HSD* indicou que o coeficiente de variação da atividade do músculo TA foi maior na condição pré-fadiga ($p = 0,01$) e do ST foi maior na condição pós-fadiga ($p = 0,03$).

Tabela 3 - Média e Desvio Padrão do Coeficiente de Variação da atividade dos músculos (TA, GL, VL, VMO, RF, BFL, ST) nas condições pré e pós fadiga muscular. * indica significância estatística $p < 0,05$.

| Fadiga | Coeficiente de Variação (u.a.) | | | | | | |
|--------|--------------------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|----------|-----------|
| | TA | GL | VL | VMO | RF | BFL | ST |
| Pré | 88,4±15,0* | 89,2±16,3 | 83,9±11,1 | 83,0±14,2 | 82,5±10,7 | 82,5±8,9 | 79,2±8,3 |
| Pós | 86,8±12,7 | 87,9±14,4 | 83,2±10,9 | 82,9±14,0 | 81,9±10,4 | 82,5±9,4 | 79,6±9,0* |

4.1.1 Efeito cruzado da fadiga muscular no desempenho do torque isométrico

A frequência mediana da atividade dos músculos está apresentada na tabela 4. Nenhum músculo sofreu efeito cruzado da fadiga ($F_{(1,3546)} < 0,2$, $p > 0,3$), exceto os músculos GL, VL e BFL ($F_{(1,3546)} > 47,9$, $p < 0,001$). O teste *post hoc Tukey HSD* indicou que a frequência mediana da atividade do músculo VL e BFL foi maior do lado contralateral ($p < 0,001$) e do músculo GL foi maior do lado ipsilateral ($p < 0,0001$).

O valor RMS da atividade dos músculos está na tabela 5 e mostra que nenhum músculo sofreu efeito cruzado da fadiga ($F_{(1, 3546)} < 0,009$, $p > 0,3$), exceto o músculo ST ($F_{(1,3546)} = 24,1$,

$p < 0,00001$). O teste *post hoc Tukey HSD* indicou que o valor RMS do ST foi maior do lado ipsilateral ($p < 0,00001$).

O coeficiente de variação da atividade dos músculos está apresentado na tabela 6 e mostra que os músculos TA, VMO, ST não sofreram efeito cruzado da fadiga ($F_{(1, 3546)} < 0,3$, $p > 0,1$), exceto os músculos GL, VL, RF, BFL ($F_{(1,3546)} > 6,5$, $p < 0,04$). O teste *post hoc Tukey HSD* indicou que o coeficiente de variação da atividade dos músculos VL, RF, BFL foi maior do lado ipsilateral ($p = 0,04$) e do músculo GL foi maior do lado contralateral ($p < 0,009$).

Tabela 4 - Média e Desvio Padrão da Frequência Mediana da atividade dos músculos (TA, GL; VL, VMO, RF, BFL; ST) no efeito cruzado da fadiga. * indica significância estatística $p < 0,05$.

| Lado | Frequência Mediana (Hz) | | | | | | |
|---------------|-------------------------|-------------|------------|-----------|-----------|------------|-----------|
| | TA | GL | VL | VMO | RF | BFL | ST |
| Ipsilateral | 76,5±28,4 | 109,4±32,5* | 60,6±10,3 | 60,1±12,0 | 67,0±12,8 | 73,0±16,6 | 62,7±15,9 |
| Contralateral | 84,0±32,6 | 104,3±35,2 | 60,8±13,2* | 59,9±13,3 | 67,4±11,0 | 79,3±13,6* | 63,1±14,3 |

Tabela 5 - Média e Desvio Padrão do Valor do Root Mean Square (RMS) da atividade dos músculos (TA, GL, VL, VMO, RF, BFL, ST) no efeito cruzado da fadiga. * indica significância estatística $p < 0,05$.

| Lado | Valor RMS (u.a) | | | | | | |
|---------------|-----------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|
| | TA | GL | VL | VMO | RF | BFL | ST |
| Ipsilateral | 132,4±61,5 | 133,4±64,1 | 129,0±61,0 | 129,2±56,5 | 127,0±62,9 | 128,2±46,6 | 13,7±10,7* |
| Contralateral | 133,8±68,5 | 131,6±47,9 | 128,8±61,8 | 131,2±66,6 | 127,6±65,2 | 129,3±54,8 | 12,0±9,4 |

Tabela 6 - Média e Desvio Padrão do Coeficiente de variação da atividade dos músculos (TA, GL, VL, VMO, RF, BFL, ST) no efeito cruzado da fadiga. * indica significância estatística $p < 0,05$.

| Lado | Coeficiente de Variação (u.a.) | | | | | | |
|---------------|--------------------------------|------------|------------|-----------|------------|-----------|----------|
| | TA | GL | VL | VMO | RF | BFL | ST |
| Ipsilateral | 87,1±11,8 | 87,7±14,7 | 84,0±10,3* | 82,4±13,7 | 82,7±10,1* | 83,0±9,0* | 79,5±6,6 |
| Contralateral | 87,9±13,4 | 89,1±14,9* | 83,2±10,7 | 83,2±11,8 | 81,9±9,5 | 82,4±8,7 | 79,4±8,2 |

4.2 Efeito da dor no desempenho do torque isométrico

A frequência mediana da atividade dos músculos está apresentada na tabela 7 e mostra que todos os músculos sofreram efeito da dor ($F_{(1, 3795)} > 16,9$, $p < 0,01$). O teste *post hoc Tukey HSD* indicou que a frequência mediana da atividade dos músculos foi maior sem dor ($p < 0,0001$).

O valor RMS da atividade dos músculos está na tabela 8 e mostra que nenhum músculo sofreu efeito da dor ($F_{(1, 3795)} > 0,01$, $p > 0,3$).

Tabela 7 - Média e Desvio Padrão da Frequência Mediana da atividade dos músculos (TA; GL; VL; VMO; RF; BFL; ST) nas condições com e sem dor muscular experimentalmente induzida. * indica significância estatística $p<0,05$.

| Dor | Frequência Mediana (Hz) | | | | | | |
|-----|-------------------------|-------------|------------|------------|------------|------------|------------|
| | TA | GL | VL | VMO | RF | BFL | ST |
| Sem | 80,7±30,8* | 108,9±33,2* | 61,2±13,1* | 60,5±14,4* | 68,2±13,3* | 71,4±16,3* | 63,1±16,6* |
| Com | 72,9±32,1 | 105,9±31,8 | 56,9±16,4 | 57,4±13,7 | 63,4±17,1 | 66,9±21,3 | 55,5±18,3 |

Tabela 8 - Média e Desvio Padrão do Valor do Root Mean Square (RMS) da atividade dos músculos (TA; GL; VL; VMO; RF; BFL; ST) nas condições com e sem dor muscular experimentalmente induzida. * indica significância estatística $p<0,05$.

| Dor | Valor RMS (u.a) | | | | | | |
|-----|-----------------|------------|-------------|-------------|------------|------------|----------|
| | TA | GL | VL | VMO | RF | BFL | ST |
| Sem | 134,3±66,7 | 133,4±66,3 | 129,7±58,8 | 130,4±55,3 | 128,2±64,2 | 129,0±47,5 | 12,4±9,6 |
| Com | 140,9±98,3 | 132,2±57,1 | 133,7±112,5 | 127,2±103,9 | 120,9±88,2 | 130,1±72,9 | 13,4±6,1 |

O coeficiente de variação da atividade dos músculos está apresentado na tabela 9. Os músculos GL, VL, RF sofreram efeito da dor ($F_{(1, 3795)}>6,3$, $p<0,03$), porém os músculos TA, VMO, BFL, ST não mostraram efeito ($F_{(1, 3795)}<2,3$, $p>0,05$). O teste *post hoc Tukey HSD* indicou que o coeficiente de variação da atividade dos músculos GL, VL E RF foi maior na condição com dor ($p<0,03$).

Tabela 9 - Média e Desvio Padrão do Coeficiente de Variação da atividade dos músculos (TA; GL; VL; VMO; RF; BFL; ST) nas condições com e sem dor muscular experimentalmente induzida. * indica significância estatística $p<0,05$.

| Dor | Coeficiente de Variação (u.a) | | | | | | |
|-----|-------------------------------|------------|------------|-----------|------------|-----------|----------|
| | TA | GL | VL | VMO | RF | BFL | ST |
| Sem | 88,4±15,0 | 89,2±16,3 | 83,9±11,1 | 83,0±14,2 | 82,5±10,7 | 82,5±8,9 | 79,2±8,3 |
| Com | 89,0±17,9 | 91,1±15,8* | 85,7±13,6* | 80,4±22,6 | 84,0±14,3* | 83,4±11,4 | 80,0±9,0 |

A dor muscular, experimentalmente induzida, foi mensurada pela EVA de dor e analisada por meio de estatística descritiva. Foi analisada a média e o desvio padrão do pico da intensidade de dor referida pelos sujeitos e o tempo em que ocorreu esse pico de dor em cada sujeito. A intensidade e tempo do pico de dor foram $7,8±1,2$ de dor e $1,5±1$ minuto respectivamente.

4.3 Efeito da informação visual no desempenho do torque isométrico

A frequência mediana da atividade dos músculos está apresentada na tabela 10 e mostra que nenhum músculo sofreu efeito do *feedback* visual ($F_{(1, 3546)} < 0,002$, $p > 0,3$), exceto o músculo ST. ($F_{(1, 3546)} = 5,8$, $p = 0,01$). O teste *post hoc* Tukey HSD indicou que a frequência mediana da atividade do músculo ST foi maior na condição com visão ($p = 0,01$).

O valor RMS da atividade dos músculos está apresentado na tabela 11 e mostra que nenhum músculo sofreu efeito do *feedback* visual ($F_{(1, 3546)} < 0,006$, $p > 0,1$), exceto o músculo ST ($F_{(1, 3546)} = 4,8$, $p = 0,02$). O teste *post hoc* Tukey HSD indicou que o valor RMS do ST foi maior na condição sem *feedback* visual ($p = 0,02$).

O coeficiente de variação da atividade dos músculos está apresentado na tabela 12 e mostra que os músculos VL, VMO, BFL, ST sofreram efeito do *feedback* visual ($F_{(1, 3546)} > 63,0$, $p < 0,03$), exceto os músculos TA, GL, RF. ($F_{(1, 3546)} < 1,8$, $p > 0,1$). O teste *post hoc* Tukey HSD indicou que o coeficiente de variação da atividade de VMO e BFL foi maior na condição com visão ($p = 0,03$) e a atividade de VL e ST foi maior na condição sem visão ($p = 0,03$).

Os resultados estão apresentados resumidamente na tabela 13. O resumo dos resultados permitem melhor compreensão do comportamento dos músculos durante a atividade de manutenção do torque isométrico.

Tabela 10 – Média e Desvio Padrão da Frequência mediana da atividade dos músculos (TA; GL; VL; VMO; RF; BFL; ST) nas condições com e sem feedback visual. * indica significância estatística $p < 0,05$.

| Visão | Frequência Mediana (Hz) | | | | | | |
|-------|-------------------------|------------|-----------|-----------|-----------|-----------|------------|
| | TA | GL | VL | VMO | RF | BFL | ST |
| Com | 79,8±30,4 | 106,3±34,1 | 60,9±11,5 | 60,0±12,2 | 67,8±11,3 | 71,3±14,3 | 63,1±14,6* |
| Sem | 80,8±30,6 | 107,4±33,6 | 60,5±12,1 | 59,9±13,2 | 66,7±12,6 | 71,0±15,9 | 62,8±15,6 |

Tabela 11 – Média e Desvio Padrão do Valor do Root Mean Square (RMS) da atividade dos músculos (TA; GL; VL; VMO; RF; BFL; ST) nas condições com e sem feedback visual. * indica significância estatística $p < 0,05$.

| Visão | Valor RMS (u.a) | | | | | | |
|-------|-----------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|
| | TA | GL | VL | VMO | RF | BFL | ST |
| Com | 133,1±66,4 | 133,0±68,1 | 127,9±53,9 | 129,9±57,8 | 125,8±54,1 | 128,1±45,6 | 12,7±10,1 |
| Sem | 135,0±80,0 | 132,5±47,2 | 129,9±67,8 | 130,1±63,1 | 128,6±72,1 | 129,1±53,7 | 13,5±10,5* |

Tabela 12 – Média e Desvio Padrão do Coeficiente de Variação da atividade dos músculos (TA; GL; VL; VMO; RF; BFL; ST) nas condições com e sem feedback visual. * indica significância estatística $p < 0,05$.

| Visão | Coeficiente de Variação (u.a.) | | | | | | |
|-------|--------------------------------|-----------|------------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | TA | GL | VL | VMO | RF | BFL | ST |
| Com | 87,5±12,6 | 88,1±16,0 | 83,2±9,6 | 83,6±9,9* | 82,1±8,9 | 83,3±8,1* | 79,4±7,4 |
| Sem | 87,5±12,7 | 88,6±13,5 | 84,0±11,4* | 82,1±15,6 | 82,5±10,6 | 83,1±9,7 | 79,5±7,4* |

Tabela 13 – Resumo dos resultados apresentados anteriormente, mostrando qual efeito da fadiga, efeito cruzado, dor e feedback visual nos músculos (TA, GL, VL, VMO, RF, BFL, ST).

| Fator | Freqüência Mediana | RMS | Coeficiente de Variação |
|---|---|------------------------|---|
| Fadiga (pré e pós) | Maior pré fadiga (TA, GL, VL, VMO, RF, BFL) | Maior pós fadiga (ST) | Maior pré fadiga (TA) Maior pós fadiga (ST) |
| Efeito Cruzado da Fadiga (ipsilateral e contralateral) | Maior ipsilateral (GL) Maior contralateral (VL, BFL) | Maior ipsilateral (ST) | Maior ipsilateral (VL, RF, BFL) Maior contralateral (GL) |
| Dor (com e sem) | Maior sem dor (todos os músculos) | Sem diferença | Maior com dor (GL, VL, RF) |
| Feedback visual (com e sem) | Maior com visão (ST) | Maior sem visão (ST) | Maior com visão (VMO, BFL) Maior sem visão (VL, ST) |

5 DISCUSSÃO

5.1 Efeito da fadiga muscular na manutenção do torque isométrico

Os resultados mostraram que houve uma redução da freqüência da EMG sob o efeito da fadiga de todos os músculos, exceto o músculo ST. Babault et al (2006), Svensson, Burggaard & Schlosser (2001), Adam & De Luca (2003) também observaram uma redução da freqüência mediana do EMG sob o efeito da fadiga. A freqüência mediana é um indicador da tendência central do espectro de freqüência do EMG e, corresponde, fisiologicamente, ao inverso do período médio de disparos de MUAP. Quando um músculo sofre a influência da fadiga, essa freqüência é alterada para que não haja alteração no desempenho da tarefa pretendida. Tal resultado indica o aumento do recrutamento de unidades motoras com intervalo de disparo mais lento (DIMITROVA & DIMITROV, 2003).

Para a intensidade da ativação muscular e a sua variabilidade, os resultados mostraram que a fadiga afetou diferentemente os músculos. Os ventres do músculo quadríceps não foram afetados pela fadiga, porém o músculo ST sofreu aumento da intensidade e da variabilidade de

sua atividade após a fadiga e o músculo TA sofreu diminuição da variabilidade de sua atividade. Por outro lado, Mottram et al (2005) mostraram que a variabilidade dos músculos aumenta sob efeito da fadiga muscular.

A intensidade da atividade muscular corresponde à potência dissipada nos disparos das MUAP ativas durante uma contração muscular e avalia o nível de atividade do músculo (MOTTRAM et al, 2005; ADAM & De LUCA, 2003) e a variabilidade é quantificada como flutuação na força, torque ou EMG (CHRYSTOU & TRACY, 2006) durante a ação muscular.

O comportamento diferenciado do músculo ST por causa da fadiga merece destaque. Por se tratar de um músculo antagonista e biarticular, o músculo ST tem a função de estabilizar a articulação do joelho e do quadril durante a manutenção da postura com a intenção de manter a tarefa sem que o nível de torque seja perdido (GORDON et al, 2004; SUZUKI et al, 2001). Para manter o nível de torque, sugerimos a necessidade de um mecanismo compensatório, por meio de extensão da articulação do quadril, e segundo Lévénez et al (2005), o músculo ST é o primeiro músculo extensor do quadril a ser ativado nesse movimento.

A tarefa analisada envolveu não apenas a manutenção da postura do joelho como o controle da acurácia do torque nessa articulação. O controle da acurácia do torque pode envolver um conjunto maior de músculos além dos primários. Essa afirmação é reforçada pelo fato que o músculo antagonista ST apresentou maior variabilidade e intensidade após a fadiga; o que sugere a tentativa para manter o nível de força por meio da co-contratação muscular (FUGLEVAND, MACEFIELD, BIGLAND-RITCHIE, 1999; HUNTER, DUCHATEAU, ENOKA, 2004).

Pincivero et al. (2000) mostraram que a co-contratação de músculos VL, VM, BF e ST é alterada no processo de fadiga. Enquanto os extensores do joelho aumentaram a atividade com a fadiga, a intensidade de ST não se modificou. Nossos resultados mostram que ST compensa o efeito da fadiga por meio do aumento da intensidade, sem modificar as características médias da frequência de disparo das unidades motoras envolvidas na ativação desse músculo.

Existe um padrão similar que relaciona a atividade EMG com variáveis cinemáticas quando analisadas as características da ativação muscular. A magnitude da EMG aumenta e a similaridade no padrão de ativação fásica e tônica sugere que o sistema nervoso pode usar um procedimento relativamente simples para modificar a ativação muscular, no qual a modulação tônica é usada para sustentar o sinal fásico (SUZUKI et al, 2001, BELAVÝ et al, 2009). Segundo Suzuki et al (2001) a atividade fásica é encontrada nos primeiros 30ms do início da atividade dos agonistas, para que haja um controle de coativação. Esse controle na coativação

pode ser determinado centralmente para o início do movimento, o que explica a diminuição de disparos do músculo quadríceps.

Para a manutenção de um nível constante de torque após a execução de uma tarefa que induz fadiga, a maioria dos músculos analisados apresentou redução da frequência mediana, sem modificação na intensidade ou variabilidade do EMG. Nosso estudo mostrou que os músculos do membro inferior respondem de maneira diferente aos efeitos da fadiga muscular. Isso nos mostra que os mecanismos de modulação da intensidade (controle tônico) e frequência (controle fásico) da ação muscular, e como tais padrões se repetem (variabilidade) são diferenciados.

5.2 Efeito cruzado da fadiga na manutenção do torque isométrico

Além de descrever e analisar os efeitos da restrição da informação aferente, da presença da dor e após a fadiga no controle para a manutenção do torque por meio do senso de força, analisamos se a presença de fadiga afeta o controle contralateral da manutenção da força.

Os resultados indicam que tal efeito é seletivo. Somente o músculo VMO não apresentou diferença de ativação entre lados. Os outros músculos mostraram maior comportamento do lado ipsilateral e outros do lado contralateral. Do lado ipsilateral, o músculo GL mostrou maior frequência mediana, os músculos VL, RF e BFL apresentaram maior variabilidade de ativação, e o músculo ST mostrou maior intensidade. Do lado contralateral, os músculos BFL e VL mostraram maior frequência mediana; os músculos VL, RF e BF mostraram maior variabilidade.

Na maior parte das observações, os músculos envolvidos nos efeitos do lado da fadiga não eram os músculos primários da ação motora da tarefa. Assim, esses músculos apresentaram atividade diferente para atingir a meta da tarefa (FUGLEVAND, MACEFIELD, BIGLAND-RITCHIE, 1999), por meio de co-contração de antagonistas (ZIJDEWIND & KERNELL, 2001).

Em nível medular, as informações aferentes podem ser compartilhadas entre lados do corpo. Efeitos contralaterais encontrados no treinamento muscular (DEVINE, LEVEAU, YACK, 1981; LEE & CARROLL, 2007; LEE et al, 2009) sugerem que a facilitação neuromuscular provocada por uma série de estímulos excitatórios e inibitórios podem ser compartilhados na medula, favorecendo outras partes do corpo que não se envolveram diretamente no treinamento muscular. Esses mecanismos suportam a idéia que os efeitos contralaterais encontrados refletem o fato que parte da regulação da quantidade de torque exercido em uma articulação é mediada por mecanismos medulares e corticais.

Essa questão é pouco clara, já que não se sabe onde ocorrem essas mudanças, se ao nível

dos motoneurônios do lado que não sofreu o efeito da fadiga, ao nível cortical ou nos tratos descendentes. Tibor et al (2003) mostraram que a contração voluntária de um dos lados do corpo aumenta a resposta cortical sem afetar as respostas no trato corticoespinhal; porém reduz a amplitude do reflexo H, sugerindo que os efeitos da fadiga induzidas nos músculos de um dos lados do corpo tem efeito cruzado em ambos os córtex e nível segmentar.

O resultado do presente estudo, sobre o efeito fadiga nos lados do corpo, sugere a evidência de que o controle motor unilateral e a atividade sensorial afeta estruturas bilateralmente por produzir “efeitos cruzados”. Portanto, as atividades aferentes e comandos motores realizados de um lado podem alterar os padrões motores contralaterais.

5.3 Efeito da dor experimentalmente induzida na manutenção do torque isométrico

Após a indução da dor experimental, a frequência mediana de todos os músculos diminuiu. Wang et. al. (2000) mostraram que a dor muscular altera o recrutamento das unidades motoras causando uma inibição da atividade muscular e declínio do disparo dos potenciais de ação (SOHN, 2000, FARINA et al, 2004, CIUBOTARIU et al, 2004). Ervilha et al (2004) relataram que a dor muscular não somente causa adaptações locais no músculo, mas afeta a atividade nos músculos que não estão diretamente envolvidos com a tarefa. A dor causa diminuição do número de MUAP na ação muscular submáxima, assim como a redução do torque e redução do tempo de resistência durante as contrações submáximas (ASHTON-MILLER et al. 1990, SOHN et al. 2000, SCHULTE et al. 2004; FARINA et. al., 2004, WANG, 2000).

Sobre a intensidade da atividade EMG após a indução de dor experimental, não houve alteração da atividade muscular, o que pode ser explicado pelo fato de a dor muscular não estar associada com mudanças nas propriedades contráteis, mas sim com um efeito central (GRAVEN-NIELSEN, 2002). Eventualmente, não há estudo que relate alteração única nas propriedades da membrana das UM durante a dor muscular experimental.

Portanto, a dor muscular experimental provocou mudanças na modulação do disparo das unidades motoras, mas não afetou a intensidade da ativação. Desta forma, para uma tarefa de manutenção de torque isométrico, a dor afeta o controle dos músculos por meio de modulação fásica e não tônica (KERNELL, 1998).

Em relação à variabilidade da atividade muscular, foi observado que somente os músculos VL, GL e RF sofreram o efeito da dor. A variabilidade aumentou em dois ventres do músculo quadríceps (um ventre que recebeu a injeção que provocou a dor) e em um músculo que não é

motor primário da ação (GL). No local da injeção, GRAVEN-NIELSEN (1997) sugerem que há mudanças no padrão de ativação eletromiográfica. Entretanto, esse aumento de variabilidade não afetou todos os ventres do músculo quadríceps, o motor primário da tarefa motora realizada, e apenas afetou o local da injeção e o seu ventre biarticular (NOZAKI, NAKAZAWA & AKAI, 2005). Por outro lado, o aumento da variabilidade do músculo GL se dá para ajustar o nível de força exigido e compensar as possíveis perdas de controle dos demais músculos, já que o controle não depende somente dos músculos agonistas do movimento (GORDON, 2004).

Em relação à percepção subjetiva da dor, verificamos após a aplicação da solução salina hipertônica um aumento da percepção da dor até os primeiros 4 minutos e a partir desse período uma diminuição, corroborando com os resultados de Ro, Svensson & Capra (2002).

Nosso estudo mostrou que a dor muscular, experimentalmente induzida por injeção de solução salina hipertônica, reduz a atividade muscular tanto na frequência do disparo, quanto na intensidade e na modulação tônica e fásica de alguns músculos.

5.4 Efeito da informação visual na manutenção do torque isométrico

Observamos que o *feedback* visual não afetou todos os músculos. Os músculos VMO e BFL apresentaram maior variabilidade na presença de *feedback* visual. O aumento da variabilidade desses músculos indica que há uma grande variação nos padrões de co-contracção (FUGLEVAND, MACEFIELD, BIGLAND-RITCHIE, 1999; ZAJAC, 1993).

Os músculos biarticulares têm a função de proporcionar movimentos de duas articulações diferentes, o contrário dos músculos uniarticulares que cruzam apenas uma articulação. Quando os músculos uniarticulares e biarticulares são exigidos na mesma atividade motora, existe por parte dos músculos biarticulares, uma redistribuição do torque por todo membro inferior; isso ocorre por meio da redução do torque na articulação que não está participando da tarefa, para que o movimento da articulação que está executando a tarefa motora tenha maior habilidade e torque para cumpri-la (ZAJAC, 1993, SCHIFFMAN, 2006). Além de proporcionar maior estabilidade postural para que a tarefa seja executada com menor chance de erros. Portanto, com auxílio da visão, o músculo BF funcionou como estabilizador do quadril por ser biarticular e antagonista ao movimento exigido perdendo essa capacidade sem auxílio da informação visual. Jenmalm & Johansson (1997) observaram que um controle motor adequado é influenciado pela informação visual. No presente estudo, foi observada que sobre a influência da visão para a manutenção adequada da força sem o uso da visão se fez necessário o aumento da atividade EMG.

A visão nos permite conhecer sobre o meio interno e externo pela percepção de luminosidade, cor, espaço, distância, profundidade, tamanho, forma do objeto e movimento a ser realizado e auxiliam na adaptação e correção do erro. Todas essas influências dão maior precisão e condições de acertos durante tarefas simples do dia-a-dia, assim como segurar um copo, alcançar um alvo e pegar objetos com diferentes formas e pesos. Tanto o *feedback* visual quanto o proprioceptivo podem ser usados para compensar perturbações no ambiente, como descrito anteriormente, mas na ausência de visão as informações proprioceptivas vindas de receptores ligamentares, capsulares, musculares e de pele tem maior influência (SCHEIDT et al, 2005).

A redução na atividade do músculo ST sem a informação visual sugere uma direta relação entre informação visual e atividade do músculo ST na tarefa. O músculo ST, por ser antagonista aos músculos primário do movimento, proporciona ajuste fino do movimento.

A importância da informação visual durante a contração submáxima sustentada mostra que a estabilização postural é afetada seletivamente, e alguns músculos sofrem modulação na intensidade, variabilidade e frequência por causa da informação visual.

6 CONCLUSÃO

Os músculos do membro inferior respondem de maneira diferente aos efeitos da fadiga muscular. Mostrou que os disparos das MUAP, em geral, sofrem diminuição, porém mantêm a intensidade e variabilidade.

A dor muscular, experimentalmente induzida por injeção de solução salina hipertônica, reduz a atividade muscular, o que não ocorre por alteração nas propriedades da membrana celular ou na transmissão neuromuscular.

A informação visual mostrou influência na atividade dos músculos durante a contração submáxima sustentada.

Sobre o efeito cruzado da fadiga, encontramos evidência de que o controle motor unilateral e a atividade sensorial afeta estruturas bilateralmente.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAM, A.; DE LUCA, C.J. Recruitment Order of Motor Units in Human Vastus Lateralis Muscle Is Maintained During Fatiguing Contractions. **J Neurophysiol**, v. 90, p. 2919–2927, 2003.

ALLEN, D. LÄNNERGREN J, WESTERBLAD H. Muscle cell function during prolonged

activity: cellular mechanisms of fatigue. **Experimental Physiology**. v.80, p. 497-527, 1995.

ASCENSÃO, A.; MAGALHAES, 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. **Rev. Portuguesa de Ciência do desporto**. 2003; 3(1):108-123.

ASHTON-MILLER, J.A.; McGLASHEN, K.M.; HERZENBERG, J.E.; STOHLER, C.S. Cervical muscle myoelectric response to acute experimental sternocleidomastoid pain. **Spine**, v. 15, p.1006-1012, 1990.

BARBOSA, F.S.S.; GONÇALVES, M. Protocolo para a identificação da fadiga dos músculos eretores da espinha por meio da dinamometria e da eletromiografia. **Fisioterapia em Movimento**, v. 18, p. 77-87, 2005.

BABAULT, N.; DESBROSSE, K.; FABRE, M.S.; MICHAUT, A.; POUSSON, M.. Neuromuscular fatigue development during maximal concentric and isometric knee extensions. **J Appl Physiol**. v.100, p.780–785, 2006.

BELAVÝ, D.L.; MEHNERT, A.; WILSON, S.; RICHARDSON, C.A. Analysis of phasic and tonic electromyographic signal characteristics: Electromyographic synthesis and comparison of novel morphological and linear-envelope approaches. **Journal of Electromyography & Kinesiology**, v. 19, p10, 2009.

CHENG, A.J.; RICE, C.L. Fatigue and recovery of power and isometric torque following isotonic knee extensions. **J Appl Physiol**. v.99, p.1446–1452, 2005.

CHRISTOU, E.A.; TRACY, B.L. **Aging and variability in motor output**. DAVIDS, K.; BENNETT, S.; NEWELL, K. Movement system variability. United States of America. Human Kinetics, 2006.

CIUBOTARIU, A.; ARENDT-NIELSEN, L.; GRAVEN-NIELSEN, T.. The influence of muscle pain and fatigue on the activity of synergistic muscles of the leg. **Eur J Appl Physiol**. v. 91 p.604–614, 2004.

DA MATTA, T.T.; PERINI, T.A.; DE OLIVEIRA, G.L.; ORNELLAS, J.S.; LOUZADA, A.A.; MAGALHÃES, J.; IMBIRIBA, L.A.; GARCIA, M.A.C. Interpretação dos mecanismos de gradação da força muscular através da acelerometria. **Rev. Bras Med Esporte**, v. 11, p. 306-310, 2005.

DAVIS, J.M., BAILEY, S.P. Possible mechanism of central nervous system fatigue during exercise. **Med Sci Sports Exerc**, v.29, p.45-57, 1997.

DEVINE, K.L.; LEVEAU, B.F.; YACK, H.J. Electromyographic activity recorded from an

unexercised muscle during maximal isometric exercise of the contralateral agonists and antagonists. **Phys Ther.** v.61, p.898-903, 1981.

DIMITROVA, N.A.; DIMITROV, G.V. Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. **J. Electromyogr Kinesiol.** v.13, p.13-36, 2003.

DOUGLAS, C.R. **Fisiologia da Visão.** In:_____. Tratado de Fisiologia Aplicada à Ciência da Saúde. 4ªed., Robe Editorial, 2000.

EDWARDS, R.H.T. **Human muscle function and Fatigue.** Londres. Edic. Whelan, v.82, p.1-18, 1981.

ENOKA, R.M. **O Sistema Motor.** In:_____. Bases Neuromecânicas da Cinesilogia. 2ªed., São Paulo: Manole, 2000.

ENOKA, R.M. **Funcionamento do Sistema Articular Elementar.** In:_____. Bases Neuromecânicas da Cinesilogia. 2ªed., São Paulo: Manole, 2000.

ERVILHA, U.F. Efeito da Dor Muscular Experimental Induzida sobre a Força Isométrica e Validação de Índices de Estimação da Co-contração Muscular. 2004. Tese (Doutorado), EEFÉ USP; São Paulo, 2004.

ERVILHA, U.F; ARENDT-NIELSEN, L.; DUARTE, M.; GRAVEN-NIELSEN, T. The effect of muscle pain on elbow flexion and coactivation tasks. *Exp Brain Res.* v. 156, p. 174-182, 2004.

FARINA, D.; ARENDT-NIELSEN, L.; MERLETTI, R.; GRAVEN-NIELSEN, T. Effect of Experimental Muscle Pain on Motor Unit Firing Rate and Conduction Velocity. **J Neurophysiol,** v. 91, p. 1250–1259, 2004.

FARINA, D.; ARENDT-NIELSEN & GRAVEN-NIELSEN. Experimental muscle pain Decreases voluntary EMG activity but does not affect the muscle potential evoked by transcutaneous electrical stimulation. *Clin Neurophysiology.* v.116, p.1558-1565, 2005.

FOSS, M.L.; KETEVIAN, S.J. **Músculo Esquelético: Estrutura e Função.** In:_____. Fox: Bases Fisiológicas do Exercício e do Esporte. 6ªed. Rio de Janeiro: Guanabara – Koogan, 1998.

FUGLEVAND, A.J.; MACEFIELD, V.G.; BIGLAND-RITCHIE, B. Force-Frequency and Fatigue Properties of Motor Units in Muscle that control digits of the Human Hand. **J. Neurophysiol.** 81: 1718-1729, 1999.

GANDEVIA, S.C.; ALLEN, G.M.; MCKENZIE. Central fatigue: Critical issues, quantification and practical applications. In:GANDEVIA, S.C.; ENOKA, R.M.; McCOMAS, A.J.. Fatigue: Neural and muscular mechanisms. **Advances in Experimental Medicine and Biology** 1994;384:281-294.

GONÇALVES, M.; YAMAGUTI, R.M.; SILVA, S.R.D.; CARDOZO, A.C.; PARADA, K. Análise Eletromiográfica dos Músculos Flexores do Joelho em Contração Isométrica Fatigante. In: XII CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 2007, São Pedro. Anais do XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2007. p. 219-224.

GORDON, T.; THOMAS, C.K.; MUNSON, J.B.; STEIN, R.B. The resilience of the size principle in the organization of motor unit properties in normal and reinnervated adult skeletal muscles. **Can. J. Physiol. Pharmacol.** v. 82, p.645–661, 2004

GRAVEN-NIELSEN, T., ARENDT-NIELSEN, L., SVENSSON, P. & JENSEN, T.S. Quantification of local and referred muscle pain in humans after sequential i.m. injections of hypertonic saline. **Pain.** v.69, 1997.

GRAVEN-NIELSEN, T., SVENSSON, P. & ARENDT-NIELSEN, L. Effect of muscle pain on motor control: a human experimental approach. Aalborg, **Advances in Physiotherapy**, 2000.

GRAVEN-NIELSEN, T.; LUND, H.; ARENDT-NIELSEN, L.; DANNESKIOLD-SAMSOE, B.; BLIDDAL, H. Inhibition of maximal voluntary contraction force by experimental Muscle pain: a centrally mediated mechanism. **Muscle Nerve**, v.26, p. 708-712, 2002.

GUIMARÃES, S.S. **Introdução ao estudo da dor**. In: CARVALHO M.M.M.J. Dor um estudo multidisciplinar. 2º Ed.São Paulo. Summus, 1999.

HERMENS, H.J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, RAU G. Development of recommendation for SEMG sensors and sensors placement procedures. **J Electromyograph Kines**, v. 10, p. 361-374, 2000.

HUNTER, S.K.; DUCHATEAU, J.; ENOKA, R.M. Muscle fatigue and the mechanisms of task failure. **Exerc Sport Sci Rev.** 32(2):44-9, 2004.

HUNTER, S.K.; RYAN, D.L.; ORTEGA, J.D.; ENOKA, R.M. Task Differences With the Same Load Torque Alter the Endurance Time of Submaximal Fatiguing Contractions in Humans. **J Neurophysiol.** 88:3087–3096, 2002.

ISABLEU, B.; OHLMANN, T.; CRÉMIEUX, J.; AMBLARD, B. Differential approach to strategies of segmental stabilization in postural control. **Exp Brain Res**, 150(2003):208-221.

JENMALM, P.; JOHANSSON, R.S. Visual and Somatosensory Information about Object Shape Control Manipulative Fingertip Forces. **The Journal of Neuroscience**, v. 17, p. 4486–4499, 1997.

JONES, L. A. **Sentido Somático 3: Propriocepção**. In: COHEN , H.. Neurociência para Fisioterapeutas. 2.ed. São Paulo: Manole, 2001. 123p.

KANDEL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSELL, T.M. **The Motor Unit and Muscle Action**. In:_____. Principles of Neural Science. 4.ed. New York: McGraw-Hill Companies, 2000. 1135p.

KAWAKAMI, Y.; AMEMIYA, K.; KANEHISA, H.; IKEGAWA, S.; FUKUNAGA, T. Fatigue responses of human triceps surae muscles during repetitive maximal isometric contractions. **J Appl Physiol**. V.88, P.1969–1975, 2000.

KERNEL, D. Muscle Regionalization. **Can. J. Appl. Physiol**. v.23, p.1-22,1998.

KORDING, K.P.; KU, S.; WOLPERT, D.M. Bayesian Integration in Force Estimation. **J. Neurophysiol**. v. 92, p. 3161 – 3165, 2004.

KUMAR, S.; NARAYAN, Y. Spectral parameters of trunk muscles during fatiguing isometric axial rotation in neutral posture. **J. Electromyogr. Kinesiol**. v.8, n.4, p.257-67, 1998.

LEE, M.; CARROLL, T.J.. Cross education: Possible Mechanisms for the contralateral effect of unilateral resistance training. **Sports Med**. v.37, p. 1-14, 2007.

LEE, M.; GANDEVIA, S.C.; CARROLL, T.J.. Unilateral strength training increases voluntary activation of the opposite untrained limb. *Clin. Neurophysiol*. v.120, p. 802-808, 2009

LÉVÉNEZ, M.; KOTZAMANIDIS, C., CARPENTIER, A.; DUCHATEAU, J.. Spinal reflexes and coactivation of ankle muscles during a submaximal fatiguing contraction. **J Appl Physiol**. V.99, p.1182–1188, 2005.

MACHADO, A. **Neuroanatomia funcional**. 2ªed. São Paulo, Atheneu, 1998.

McARDLE, W.D.; KATCH, F.I.; KATCH, V.L. **Controle Neural do Movimento Humano**. In:_____. Fisiologia do Exercício: Energia, Nutrição e Desempenho Humano. 5ªed. Rio de Janeiro: Guanabara – Koogan, 2001.

MOSELEY GL, NICHOLAS MK, HODGES PW Pain differs from non-painful attention-demanding or stressful tasks in its effect on postural control patterns of trunk muscle. **Exp Brain Res**, P. 156:64-71, 2004.

MOTTRAM, C.J.; JAKOBI, J.M.; SEMMIER, J.G.; ENOKA, R.M. Motor –Unit Activity Differs With Load Type During a Fatiguing Contraction. **J. Neurophysiol**, v. 93, p. 1381 – 1392, 2005.

MUNN, J.; HERBERT, R. D.; HANCOCK, M.J.; GANDEVIA, SC.. Training with unilateral resistance exercise increases contralateral strength. **J Appl Physiol**, V.99, p 1880–1884, 2005.

- NOZAKI, D.; NAKAZAWA, K.; AKAI, M.. Muscle activity determined by cosine tuning with a nontrivial preferred direction during isometric force exertion by lower limb. *J Neurophysiol.* v.93, p.2614–2624, 2005.
- OLIVEIRA, A.; GONÇALVES, M.; CARDOZO, A.; BARBOSA, F. Exercício rosca bíceps: influencia do tempo de execução e da intensidade da carga na atividade eletromiográfica de músculos lombares. **Rev. Port. Cien. Desp.** v.6, n.2, p.170-8, 2006.
- O’SULLIVAN, S.B. **Avaliação da Função Motora.** In: O’SULLIVAN, S.B; SCHMITZ, T.J. Fisioterapia: Avaliação e Tratamento. 4.ed. Barueri: Manole, 2004.
- PAVANI, J.N. **(Dor no câncer - parte II).** In: _____. Resposta da dor crônica mecanismo da dor persistente, São Paulo, 2000
- PENNA, T.L.M. Avaliação clínica da dor. **JBM.** v. 47, 1984.
- PETERS, M. Footedness: Asymmetries in Foot Preference and Skill and Neuropsychological Assessment of Foot Movement. **Psychological Bulletin,** v.103, n.2, p.179-92, 1988.
- PIMENTA, C.A.M. & SANTOS, E.M. Controle da dor no pós-operatório. **Rev Esc Enf USP,** v. 35, n. 2, 2001.
- PIMENTA, C.A.M. **Fundamentos teóricos da dor e de sua avaliação.** In: _____. Dor um estudo multidisciplinar. São Paulo, 1999.
- PIMENTA, C.A.M. & SALVETTI, G.M. Dor crônica e a crença de auto-eficácia. **Rev.Esc.Enferm.USP,** São Paulo, 2007.
- PINCIVERO, D.M.; ALDWORTH, C.; DICKERSON, T.; PETRY, C.; SHULTZ, T. Quadriceps-hamstring EMG activity during functional, closed kinetic chain exercise to fatigue. **Eur J Appl Physiol.** v. 81, p.504-9, 2000.
- RADOVANOVIC, S.; KOROTKOV, A.; LJUBISAVLJEVIC, M.; LYSKOV, E.; THUNBERG, J.; KATAEVA, G.; DANKO, S.; ROUDAS, M.; PAKHOMOV, S.; MEDVEDEV, S.; JOHANSSON, H. Comparison of brain activity during different types of proprioceptive input a positron emission tomography study. **Exp Brain Res.** v. 143, p.276-85, 2002.
- RO, J. Y., SVENSSON, P. & CAPRA, N. Effects of experimental muscle pain on electromyographic activity of masticatory muscles in the rat. **Muscle nerve.** v.25, 2002.
- ROCHA, A.P.C., KRAYCHETE, D.C., LEMONICA, L., DE CARVALHO, L.R., DE BARROS, G.A.M., GARCIA, J.B.S. & SAKATA, R.K. Dor aspectos atuais da sensibilização periférica e central. **Res Bras Anesthesiol.** v. 57, 2007.
- ROCHETTE, L.; HUNTER, S.K.; PLACE, N.; LEPERS, R. Activation varies among the knee

extensor muscles during a submaximal fatiguing contraction in the seated and supine postures. **J Appl Physiol.** v.95, p.1515–1522, 2003.

ROTHWELL, J. **Controle Motor Normal.** In: STOKES, M. Neurologia para Fisioterapeutas. São Paulo: Premier, 2000.

SAINBURG, R.L.; KALAKANIS, D. Differences in Control of Limb Dynamics During Dominant and Nondominant Arm Reaching. **J Neurophysiol.** V.83, P.2661-2675, 2000.

SCHEIDT, R.A.; CONDITT, M.A.; SECCO, E.L.; MUSSA-IVALDI, F.A. Interaction of Visual and Proprioceptive *Feedback* During Adaptation of Human Reaching Movements. **J. Neurophysiol.** v.93, p.3200–3213, 2005.

SCHIFFMAN, J.M.; LUCHIES, C.W.; PISCITELLE, L.; HASSELQUIST, L.; GREGORCZYK, K.N. Discrete bandwidth visual *feedback* increases structure of output as compared to continuous visual *feedback* in isometric force control tasks. **Clin Biomech.** 21(10):1042-50, 2006.

SCHMIDT, R.A.; WRISBERG, C.A. **Princípios de Controle Motor e Precisão de Movimento.** In:_____. Aprendizagem e Performance Motora: Uma Abordagem da Aprendizagem Baseada no Problema. 2ªed. Porto Alegre: Artmed, 2001.

SCHULTE, E.; CIUBOTARIU, A.; ARENDT-NIELSEN, L.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G.; GRAVEN-NIELSEN, T. Experimental muscle pain increases trapezius muscle activity during sustained isometric contraction of arm muscle. **Clinical Neurophysiology**, v. 115, p. 1767-1778, 2004.

SHINOHARA, M.; KEENAN, K. G.; ENOKA, R. M. Contralateral activity in a homologous hand muscle during voluntary contractions is greater in old adults. **J Appl Physiol**, v. 94, p. 966-974, 2003.

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT H. M.: Controle motor - Teorias e aplicações práticas, 2ª ed, São Paulo, Manole, 2003.

SILVA, S.R.D.; GONÇALVES, M. Comparação de Protocolos para Verificação da Fadiga Muscular pela Eletromiografia de Superfície. **Motriz.** v.9, n.1, p.51-58, 2003.

SOHN, M.K.; GRAVEN-NIELSEN, T.; ARENDT-NIELSEN, L.; SVENSSON, P. Inhibition of motor unit firing during experimental muscle pain in humans. **Muscle Nerve**, v. 23, p. 1219-1226, 2000.

SUZUKI, M.; SHILLER, D.M.; GRIBBLE, P.L.; OSTRY, D.J.. Relationship between cocontraction, movement kinematics and phasic muscle activity in single-joint arm movement. **Exp Brain Res.** v.140, p.171–181, 2001.

- SVENSSON, P.; BURGAARD, A.; SCHLOSSER, S. Fatigue and pain in human jaw muscles during a sustained, low-intensity clenching task. **Archives of Oral Biology**, v. 46 p.773–777, 2001.
- TEIXEIRA, L.A. **Medidas de Desempenho**. In:_____. Controle Motor. São Paulo: Manole, 2006
- TEIXEIRA, M.J. Dor e depressão. São Paulo, **Rev Neurociências**. v.14 n.2.14, 2006.
- TIBOR, H; TAYLOR, J.L.; PETERSEN, N.T.; RUSSELL, G.; GANDEVIA, S.C.. Changes in segmental and motor cortical output with contralateral muscle contractions and altered sensory inputs in humans. **J Neurophysiol** v.90, p.2451–2459, 2003.
- TOFFIN, D.; McINTYRE, J.; DROULEZ, J.; KEMENY, A.; BERTHOZ, A. Perception and Reproduction of Force Direction in the Horizontal Plane. **J Neurophysiol**, v. 90, p. 3040–3053, 2003.
- TURK, D. C. & MELZACK, R. The measurement of pain and the assessment of people experiencing pain. **Handbook of pain assessment**, 1992.
- WANG, K. ARIMA, T. ARENDT-NIELSEN L. & SVENSSON P. EMG- relationships are influenced by experimental force jaw-muscle pain. **J Oral Rehab** 27, 2000.
- WINTER, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. 2.ed New York: J. Wiley, 1990. 277p.
- VETTER, P.; WOLPERT, D.M. Context Estimation for Sensorimotor Control. **J Neurophysiol**. 84:1026-1034, 2000.
- ZAJAC, F.E. Muscle coordination of movement: a perspective. **J Biomech**. 1:109-24, 1993.
- ZIJDEWIND, I.; KERNELL, D. Bilateral Interaction During Contractions of Intrinsic Hand Muscle. **J Neurophysiol**, v. 85, p. 1907-1913, 2001.

ANEXO I



QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (VERSÃO CURTA)

Nome: _____

Data: ____/____/____ Idade : ____ Sexo: F () M ()

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países ao redor do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação às pessoas de outros países. As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física na ÚLTIMA semana. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são MUITO importantes. Por favor, responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação!

Para responder as questões lembre que:

Atividades físicas VIGOROSAS são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar MUITO mais forte que o normal

Atividades físicas MODERADAS são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar UM POUCO mais forte que o normal

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

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

Dias ____ por SEMANA () Nenhum

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

Horas: ____ Minutos: ____

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

Moderadamente sua respiração ou batimentos do coração (POR FAVOR, NÃO INCLUA CAMINHADA)

Dias ____ por SEMANA () Nenhum

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

Horas: ____ Minutos: ____

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

Batimentos do coração.

Dias ____ por SEMANA () Nenhum

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

Horas: ____ Minutos: ____

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto

descansa, fazendo lição de casa visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentado durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

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

_____horas ____minutos

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

_____horas ____minutos

PERGUNTA SOMENTE PARA O ESTADO DE SÃO PAULO

5. Você já ouviu falar do Programa Agita São Paulo? () Sim () Não

6. Você sabe o objetivo do Programa? () Sim () Não

CLASSIFICAÇÃO DO NÍVEL DE ATIVIDADE FÍSICA IPAQ

1. MUITO ATIVO: aquele que cumpriu as recomendações de:

a) VIGOROSA: ≥ 5 dias/sem e ≥ 30 minutos por sessão

b) VIGOROSA: ≥ 3 dias/sem e ≥ 20 minutos por sessão + MODERADA e/ou

CAMINHADA: ≥ 5 dias/sem e ≥ 30 minutos por sessão.

2. ATIVO: aquele que cumpriu as recomendações de:

a) VIGOROSA: ≥ 3 dias/sem e ≥ 20 minutos por sessão; ou

b) MODERADA ou CAMINHADA: ≥ 5 dias/sem e ≥ 30 minutos por sessão;

c) Qualquer atividade somada: ≥ 5 dias/sem e ≥ 150 minutos/sem

(caminhada + moderada + vigorosa).

3. IRREGULARMENTE ATIVO: aquele que realiza atividade física, porém insuficiente para ser classificado como ativo, pois não cumpre as recomendações quanto à frequência ou duração. Para realizar essa classificação soma-se a frequência e a duração dos diferentes tipos de atividades (caminhada + moderada + vigorosa). Este grupo foi dividido em dois subgrupos de acordo com o cumprimento ou não de alguns dos critérios de recomendação:

IRREGULARMENTE ATIVO A: aquele que atinge pelo menos um dos critérios da recomendação quanto à frequência ou quanto à duração da atividade:

a) Frequência: 5 dias /semana ou

b) Duração: 150 min. / semana

IRREGULARMENTE ATIVO B: aquele que não atingiu nenhum dos critérios da recomendação quanto à frequência nem quanto à duração.

4. SEDENTÁRIO: aquele que não realizou nenhuma atividade física por pelo menos 10 minutos contínuos durante a semana.

Exemplos:

F = frequência; D = duração

ANEXO II

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO AVALIAÇÃO DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DURANTE A EXECUÇÃO DE TAREFA DE TORQUE ISOMÉTRICO

Eu, _____ portador de RG _____, abaixo assinado, dou meu consentimento livre e esclarecido para participar como voluntário do projeto de pesquisa, que tem como título Avaliação da atividade Eletromiografica durante a execução de tarefas de torque isométrico, sob responsabilidade do pesquisador Dr.Luis Mochizuki e Ft. Flávia de Andrade e Souza, docentes da Universidade São Judas Tadeu.

Assinando este Termo de Consentimento, estou ciente de que:

- 1) O objetivo da pesquisa é avaliar as estratégias de organização e manutenção do movimento, e como essas estão envolvidas no controle da força muscular;
- 2) Durante o estudo serei submetido à análise de força e atividade elétrica dos músculos no movimento de flexão (dobrar) e extensão (esticar) das articulações do joelho e cotovelo, por meio do dinamômetro isocinético (medidor de força) e do eletromiógrafo (avalia atividade dos músculos). Em seguida, serei submetido à realização de uma contração do movimento de extensão do joelho e flexão do cotovelo até atingir o cansaço muscular dos grupos extensor do joelho e flexor do cotovelo e a análise da força muscular será realizada novamente, a fim de avaliar o efeito da fadiga muscular no controle do movimento. Por fim, serei submetido à indução de dor muscular através de injeção de solução salina hipertônica (água e sal), aplicada nos músculos vasto lateral e bíceps braquial do membro dominante, sendo novamente analisada a força muscular, para avaliar o efeito da dor muscular no controle da força;
- 3) No protocolo de indução de dor, será aplicada a injeção com solução salina, com risco mínimo de provocar uma inflamação. A agulha utilizada será descartável e estéril, e o conteúdo injetado também estéril. As induções de dor e fadiga poderão provocar dor muscular de baixa intensidade que pode persistir por até 24 horas após o final do teste.
- 5) Caso a dor muscular permaneça por mais de 24 h, terei assistência na Clínica de Fisioterapia da Universidade São Judas Tadeu, onde serei atendido pela Dra. Flávia de Andrade e Souza, para realizar o tratamento da dor.
- 6) Obtive todas as informações necessárias para decidir conscientemente sobre a minha participação na referida pesquisa;
- 7) Estou livre para interromper a qualquer momento minha participação na pesquisa;
- 8) Meus dados pessoais serão mantidos em sigilo e os resultados gerais da pesquisa serão utilizados apenas para alcançar os objetivos do trabalho, expostos acima, incluída sua publicação na literatura científica especializada;
- 9) A relação custo-benefício trazido por este estudo é o conhecimento sobre o meu desempenho no controle da força muscular nas situações propostas anteriormente (com e sem uso da visão, após a indução de fadiga e após a indução à dor muscular), o que me trará consciência de como meus músculos se comportam, por meio de um relatório cedido pelos pesquisadores após a análise dos dados.
- 10) Poderei contatar o Comitê de Ética em Pesquisa Universidade São Judas Tadeu para apresentar recursos ou reclamações em relação à pesquisa ou ensaio clínico através do telefone (6099 1665);
- 11) Poderei entrar em contato com o responsável pelo estudo, Flávia de Andrade e Souza, sempre que julgar necessário pelo telefone 11-94139104
- 12) Este Termo de Consentimento é feito em duas vias que uma permanecerá em meu poder e outra com o pesquisador responsável.

São Paulo, _____ de _____ de 2007.

Nome do voluntário e assinatura

Dr. Luis Mochizuki

Ft. Flávia de Andrade e Souza

ANEXO III

RECOMENDAÇÕES PARA LOCALIZAÇÃO DOS ELETRODOS NOS MÚSCULOS SELECIONADOS PARA PESQUISA

TIBIAL ANTERIOR

Postura inicial: Supino ou sentado.

Colocação dos eletrodos:

- localização: 1/3 da linha entre o topo da fíbula e o topo do maléolo medial
- orientação: na direção da linha entre o topo da fíbula e o topo do maléolo medial.

GASTROCNÊMIO LATERAL

Postura inicial: Decúbito ventral, o joelho semi-flexionado e o pé projetado para fora da maca;

Colocação dos eletrodos:

- localização: 1/3 da linha entre a cabeça da fíbula e o calcanhar.
- orientação: na direção da linha entre a cabeça da fíbula e o calcanhar

SEMITENDINOSO

Postura inicial: Decúbito ventral e a coxa contralateral para fora da maca, e a perna ipsilateral em rotação medial, e semi - flexão do joelho;

Colocação dos eletrodos:

- localização: 50% na linha entre a tuberosidade do ísquio e o epicôndilo medial da tíbia
- orientação: na direção da linha entre a tuberosidade do ísquio e o epicôndilo medial da tíbia

BÍCEPS FEMORAL

Postura inicial: Decúbito ventral e a coxa contralateral para fora da maca, e a perna ipsilateral em rotação medial, e semi - flexão do joelho;

Colocação dos eletrodos:

- localização: 50% na linha entre a tuberosidade do ísquio e o epicôndilo medial da tíbia
- orientação: na direção da linha entre a tuberosidade do ísquio e o epicôndilo medial da tíbia

RETO FEMORAL

Postura inicial: sentado na maca. Com o joelho em leve flexão.

Colocação dos eletrodos:

- localização: 50% na linha entre a espinha ilíaca ântero superior (EIAS) e a parte superior da patela.
- orientação: na linha entre a EIAS e a parte superior da patela.

VASTO LATERAL

Postura inicial: sentado na maca. Com os joelhos apoiados em extensão.

Colocação dos eletrodos:

- localização: 2/3 em uma linha entre a EIAS até a borda lateral da patela.
- orientação: na direção das fibras musculares.

VASTO MEDIAL

Postura inicial: sentado na maca. Com os joelhos em leve flexão.

Colocação dos eletrodos:

- localização: 80%, na linha entre a EIAS e o espaço articular na borda anterior do ligamento medial.
- orientação: quase perpendicular entre a linha da EIAS e o espaço articular sobre a borda anterior do ligamento medial.


```

        condicao=2;
elseif findstr(files,'dor')
        condicao=3;
end

if findstr(files,'epre')
        lado=0;
elseif findstr(files,'dpre')
        lado=1;
elseif findstr(files,'epos')
        lado=0;
elseif findstr(files,'dpos')
        lado=1;
elseif findstr(files,'ddor')
        lado=1;
end
if findstr(files,'pre1')
        teste=1;
elseif findstr(files,'pre2')
        teste=2;
elseif findstr(files,'pre3')
        teste=3;
elseif findstr(files,'pos1')
        teste=1;
elseif findstr(files,'pos2')
        teste=2;
elseif findstr(files,'pos3')
        teste=3;
elseif findstr(files,'dor1')
        teste=1;
elseif findstr(files,'dor2')
        teste=2;
elseif findstr(files,'dor3')
        teste=3;
end

%filtrando o arquivo
[b,a]=butter(4,300/500);
emg=filtfilt(b,a,emg);
[b,a]=butter(4,[59 61]/500,'stop');
emg=filtfilt(b,a,emg);
[b,a]=butter(4,[119 121]/500,'stop');
emg=filtfilt(b,a,emg);
[b,a]=butter(4,[179 181]/500,'stop');
emg=filtfilt(b,a,emg);
[b,a]=butter(4,[239 241]/500,'stop');
emg=filtfilt(b,a,emg);
[b,a]=butter(4,[299 301]/500,'stop');
emg=filtfilt(b,a,emg);
emg = detrend(emg,'constant');

[b,a]=butter(4,30/500);
dina=filtfilt(b,a,dina);

%offset torque
plot(dina(:,1))
[x,y]=ginput(1);
dina(:,1)=dina(:,1)-y;
%meio do torque
plot(dina(:,1))
[x,y]=ginput(2);
emgCOM=emg(round(x(1))-4000:round(x(1))+4000,:);
dinaCOM=dina(round(x(1))-4000:round(x(1))+4000,:);
emgSEM=emg(round(x(2))-4000:round(x(2))+4000,:);
dinaSEM=dina(round(x(2))-4000:round(x(2))+4000,:);

torque_dif=dinaCOM(:,1)-dinaSEM(:,1);
[SUCCESS,MESSAGE,MESSAGEID] = MKDIR(pathname,'cortado\');
pathname2=[char(pathname),'cortado\'];
file=[pathname2,char(files),'trq.dif']; save(file,'torque_dif','-ascii');
dataCOM=[emgCOM dinaCOM]; dataSEM=[emgSEM dinaSEM];
file=[pathname2,char(files),'emgCOM.raw']; save(file,'dataCOM','-ascii');
file=[pathname2,char(files),'emgSEM.raw']; save(file,'dataSEM','-ascii');

```

```

%normalizar EMG
for g=1:6
    dataCOM(:,g)=100*dataCOM(:,g)/mean(abs(dataCOM(:,g)));
    dataSEM(:,g)=100*dataSEM(:,g)/mean(abs(dataSEM(:,g)));
end

%determinacao do RMS e frequencia mediana
for k=1:10
    COMRMS(1,k)=sqrt(mean(dataCOM(1:500,k).^2));
    SEMRMS(1,k)=sqrt(mean(dataSEM(1:500,k).^2));
    COMRMS(2,k)=sqrt(mean(dataCOM(3750:4250,k).^2));
    SEMRMS(2,k)=sqrt(mean(dataSEM(3750:4250,k).^2));
    COMRMS(3,k)=sqrt(mean(dataCOM(end-500:end,k).^2));
    SEMRMS(3,k)=sqrt(mean(dataSEM(end-500:end,k).^2));
end

COMRMS(1,11)=1;    SEMRMS(1,11)=1;
COMRMS(1:3,12)=nivel;    SEMRMS(1:3,12)=nivel;
COMRMS(1:3,13)=nmax;    SEMRMS(1:3,13)=nmax;
COMRMS(1:3,14)=suj;    SEMRMS(1:3,14)=suj;
COMRMS(1:3,15)=condicao;    SEMRMS(1:3,15)=condicao;
COMRMS(1:3,16)=lado;    SEMRMS(1:3,16)=lado;
COMRMS(1:3,17)=teste;    SEMRMS(1:3,17)=teste;
COMRMS(2,11)=2;    SEMRMS(2,11)=2;
COMRMS(3,11)=3;    SEMRMS(3,11)=3;

for k=1:10
    COMFRQ(1,k)=psd3(dataCOM(1:500,k),1000);
    SEMFRQ(1,k)=psd3(dataSEM(1:500,k),1000);
    COMFRQ(2,k)=psd3(dataCOM(3750:4250,k),1000);
    SEMFRQ(2,k)=psd3(dataSEM(3750:4250,k),1000);
    COMFRQ(3,k)=psd3(dataCOM(end-500:end,k),1000);
    SEMFRQ(3,k)=psd3(dataSEM(end-500:end,k),1000);
end

COMFRQ(1,11)=1;    SEMFRQ(1,11)=1;    COMFRQ(2,11)=2;    SEMFRQ(2,11)=2;
COMFRQ(3,11)=3;    SEMFRQ(3,11)=3;    COMFRQ(1:3,12)=nivel;
SEMFRQ(1:3,12)=nivel;
COMFRQ(1:3,13)=nmax;    SEMFRQ(1:3,13)=nmax;
COMFRQ(1:3,14)=suj;    SEMFRQ(1:3,14)=suj;
COMFRQ(1:3,15)=condicao;    SEMFRQ(1:3,15)=condicao;
COMFRQ(1:3,16)=lado;    SEMFRQ(1:3,16)=lado;
COMFRQ(1:3,17)=teste;    SEMFRQ(1:3,17)=teste;

%determinacao da media, desvio padrao e CV
COMmed(1,:)=mean(abs(dataCOM(1:500,:)),1);
SEMmed(1,:)=mean(abs(dataSEM(1:500,:)),1);
COMstd(1,:)=std(abs(dataCOM(1:500,:)),1);
SEMstd(1,:)=std(abs(dataSEM(1:500,:)),1);
COMcv(1,:)=100*COMstd(1,:)/COMmed(1,:);
SEMcv(1,:)=100*SEMstd(1,:)/SEMmed(1,:);

COMmed(2,:)=mean(abs(dataCOM(3750:4250,:)),1);
SEMmed(2,:)=mean(abs(dataSEM(3750:4250,:)),1);
COMstd(2,:)=std(abs(dataCOM(3750:4250,:)),1);
SEMstd(2,:)=std(abs(dataSEM(3750:4250,:)),1);
COMcv(2,:)=100*COMstd(2,:)/COMmed(2,:);
SEMcv(2,:)=100*SEMstd(2,:)/SEMmed(2,:);

COMmed(3,:)=mean(abs(dataCOM(end-500:end,:)),1);
SEMmed(3,:)=mean(abs(dataSEM(end-500:end,:)),1);
COMstd(3,:)=std(abs(dataCOM(end-500:end,:)),1);
SEMstd(3,:)=std(abs(dataSEM(end-500:end,:)),1);
COMcv(3,:)=100*COMstd(3,:)/COMmed(3,:);
SEMcv(3,:)=100*SEMstd(3,:)/SEMmed(3,:);

COMmed(1,11)=1;    SEMmed(1,11)=1;
COMmed(2,11)=2;    SEMmed(2,11)=2;
COMmed(3,11)=3;    SEMmed(3,11)=3;
COMmed(1:3,12)=nivel;    SEMmed(1:3,12)=nivel;
COMmed(1:3,13)=nmax;    SEMmed(1:3,13)=nmax;
COMmed(1:3,14)=suj;    SEMmed(1:3,14)=suj;
COMmed(1:3,15)=condicao;    SEMmed(1:3,15)=condicao;
COMmed(1:3,16)=lado;    SEMmed(1:3,16)=lado;

```



```

COMmed(1:3,17)=teste;    SEMmed(1:3,17)=teste;

COMstd(1,11)=1;    SEMstd(1,11)=1;
COMstd(2,11)=2;    SEMstd(2,11)=2;
COMstd(3,11)=3;    SEMstd(3,11)=3;
COMstd(1:3,12)=nivel;    SEMstd(1:3,12)=nivel;
COMstd(1:3,13)=nmax;    SEMstd(1:3,13)=nmax;
COMstd(1:3,14)=subj;    SEMstd(1:3,14)=subj;
COMstd(1:3,15)=condicao;    SEMstd(1:3,15)=condicao;
COMstd(1:3,16)=lado;    SEMstd(1:3,16)=lado;
COMstd(1:3,17)=teste;    SEMstd(1:3,17)=teste;

COMcv(1,11)=1;    SEMcv(1,11)=1;
COMcv(2,11)=2;    SEMcv(2,11)=2;
COMcv(3,11)=3;    SEMcv(3,11)=3;
COMcv(1:3,12)=nivel;    SEMcv(1:3,12)=nivel;
COMcv(1:3,13)=nmax;    SEMcv(1:3,13)=nmax;
COMcv(1:3,14)=subj;    SEMcv(1:3,14)=subj;
COMcv(1:3,15)=condicao;    SEMcv(1:3,15)=condicao;
COMcv(1:3,16)=lado;    SEMcv(1:3,16)=lado;
COMcv(1:3,17)=teste;    SEMcv(1:3,17)=teste;

[SUCCESS,MESSAGE,MESSAGEID] = MKDIR(pathname,'cortado\');
pathname3=[char(pathname),'cortado\'];
[SUCCESS,MESSAGE,MESSAGEID] = MKDIR(pathname3,'SEM\');
[SUCCESS,MESSAGE,MESSAGEID] = MKDIR(pathname3,'COM\');
pathname4s=[char(pathname3),'SEM\'];
pathname4c=[char(pathname3),'COM\'];
[SUCCESS,MESSAGE,MESSAGEID] = MKDIR(pathname4s,'MED\');
[SUCCESS,MESSAGE,MESSAGEID] = MKDIR(pathname4s,'STD\'); [SUCCESS,MESSAGE,MESSAGEID] =
MKDIR(pathname4s,'FRQ\'); [SUCCESS,MESSAGE,MESSAGEID] = MKDIR(pathname4s,'CV\');
[SUCCESS,MESSAGE,MESSAGEID] = MKDIR(pathname4s,'RMS\'); [SUCCESS,MESSAGE,MESSAGEID] =
MKDIR(pathname4s,'RW\');
[SUCCESS,MESSAGE,MESSAGEID] = MKDIR(pathname4c,'MED\');
[SUCCESS,MESSAGE,MESSAGEID] = MKDIR(pathname4c,'STD\'); [SUCCESS,MESSAGE,MESSAGEID] =
MKDIR(pathname4c,'FRQ\'); [SUCCESS,MESSAGE,MESSAGEID] = MKDIR(pathname4c,'CV\');
[SUCCESS,MESSAGE,MESSAGEID] = MKDIR(pathname4c,'RMS\'); [SUCCESS,MESSAGE,MESSAGEID] =
MKDIR(pathname4c,'RW\');
file=[pathname,'cortado\SEM\',char(files),'sem.cut'];    save(file,'dataSEM','-'
ascii');
file=[pathname,'cortado\COM\',char(files),'com.cut'];    save(file,'dataCOM','-'
ascii');
file=[pathname,'cortado\SEM\STD\',char(files),'std.sem'];    save(file,'SEMstd','-'
ascii');
file=[pathname,'cortado\COM\STD\',char(files),'std.com'];    save(file,'COMstd','-'
ascii');
file=[pathname,'cortado\SEM\MED\',char(files),'med.sem'];    save(file,'SEMmed','-'
ascii');
file=[pathname,'cortado\COM\MED\',char(files),'med.com'];    save(file,'COMmed','-'
ascii');

file=[pathname,'cortado\SEM\CV\',char(files),'cv.sem'];    save(file,'SEMcv','-'
ascii');
file=[pathname,'cortado\COM\CV\',char(files),'cv.com'];    save(file,'COMcv','-'
ascii');

file=[pathname,'cortado\SEM\FRQ\',char(files),'FRQ.sem'];    save(file,'SEMFRQ','-'
ascii');
file=[pathname,'cortado\COM\FRQ\',char(files),'FRQ.com'];    save(file,'COMFRQ','-'
ascii');
file=[pathname,'cortado\SEM\RMS\',char(files),'RMS.sem'];    save(file,'SEMRMS','-'
ascii');
file=[pathname,'cortado\COM\RMS\',char(files),'RMS.com'];    save(file,'COMRMS','-'
ascii');

file_b=[pathname,char(files),'COM.dat'];
save(file_b,'dataCOM','-'ascii');
disp(['Salvando ' char(file_b) ' !!'])
file_b=[pathname,char(files),'SEM.dat'];
save(file_b,'dataSEM','-'ascii');
clear data*
disp(['Salvando ' char(file_b) ' !!'])
clear COM* SEM* dina
end

```

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)