

**UNIVERSIDADE
UEPB
CENTRO DE CIÊNCIAS
CCBS**



**ESTADUAL DA PARAÍBA -
BIOLÓGICAS E DA SAÚDE -**

DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA

DANIELLE ALMEIDA DA FONSECA

**A ANÁLISE ELETROMIOGRAFIA NA FADIGA MUSCULAR DO MÚSCULO
QUADRÍCEPS EM ATLETAS DE MMA E SEDENTÁRIOS.**

CAMPINA GRANDE

2013

DANIELLE ALMEIDA DA FONSECA

**A ANÁLISE ELETROMIOGRAFIA NA FADIGA MUSCULAR DO MÚSCULO
QUADRÍCEPS EM ATLETAS DE MMA E SEDENTÁRIOS.**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Fisioterapia da Universidade Estadual da Paraíba, em cumprimento à exigência para obtenção do grau de Bacharel em Fisioterapia.

Orientador: Prof. Dr. Sandy Gonzaga de Melo

CAMPINA GRANDE

2013

F676a

Fonseca, Danielle Almeida da.

A análise eletromiográfica na fadiga muscular do músculo quadríceps em atletas de MMA e sedentários [manuscrito] / Danielle Almeida da Fonseca.– 2013.

24 f. : il.

Digitado.

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Fisioterapia) – Universidade Estadual da Paraíba, Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, 2013.

“Orientação: Prof. Dr. Sandy Gonzaga de Melo, Departamento de Fisioterapia”.

1. Eletromiografia. 2. Fadiga muscular. 3. Recuperação muscular. I. Título.

21. ed. CDD 612.74

AGRADECIMENTOS

A meu Deus, por me guiar os meus passos e me ajudar a superar os obstáculos.

A minha família, pivô fundamental para todas as minhas conquistas, em especial ao meu ao meu lindo marido Fabiano, a minha filha Maria Rosa, que é hoje a razão da minha vida, que depositaram em mim tamanha confiança e hoje estamos colhendo os frutos plantados durante cinco anos de luta mais também de muita felicidade...

A minha mãe Rosilene, por ter assumido sozinha a responsabilidade de me educar, reconheço que a senhora fez o melhor que conseguiu e agradeço por isso também ao meu padrasto Candido...

Aos meus irmãos Pablo, Candice, Thallita e Junior que me ajudaram ao longo desta jornada...

A minha avó Maria Nunes que é um exemplo na minha vida...

Ao meu sogro Antônio Martins e minha linda sogra Maria Ercia, que adotei como outra mãe que Deus me deu...

As minhas guerreiras e amigas: Giovanna Brandão, Nathalie Almeida, Daiana Carla, Rosália Ferreira e Ana Lígia, que tanto me ajudaram durante essa jornada, sei que vou poder contar com vocês por toda a minha vida, muito obrigada. Muito obrigada por tudo...

As companheiras de estágio Danielle Margarida, Vanessa Pereira, Crislânia Rodrigues e querido e cômico Poliano, sou grata a cada um de vocês por terem contribuído, tanto em minha postura profissional como na minha postura humana. Torço pelo seu sucesso de todos vocês...

Ao meu orientador Sandy Gonzaga de Melo, pela disponibilidade e suas colaborações dadas ao meu trabalho...

Aos meus examinadores, Alecsandra Ferreira Tomaz e Ciro Franco pelas contribuições dos meus trabalhos...

Aos meus mestres, que contribuíram para o meu saber...

Aos funcionários do departamento de fisioterapia...

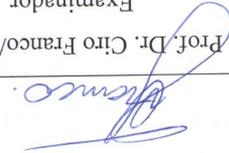
Aos meus pacientes, que depositaram em mim confiança e sabedoria...

A todos que indiretamente contribuíram para a formação deste trabalho.

A ANÁLISE

Examinador

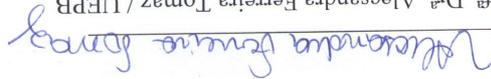
Prof. Dr. Ciro Franco/UEPB



Examinadora

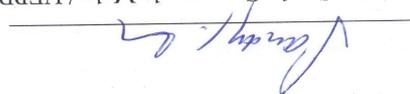
ELETROMIOGRAFIA NA FADIGA

Prof.ª Dr.ª Alessandra Ferreira Tomaz /UEPB



Orientador

Prof. Dr. Sandy Gonzaga de Melo /UEPB



Aprovado em 02/09/2013.

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Fisioterapia da Universidade Estadual da Paraíba, em cumprimento à exigência para obtenção do grau de Bacharel em Fisioterapia.

MUSCULAR DO

A ANÁLISE ELETROMIOGRAFIA NA FADIGA MUSCULAR DO MÚSCULO
QUADRÍCEPS EM ATLETAS DE MMA E SEDENTÁRIOS.

MÚSCULO

QUADRÍCEPS EM ATLETAS DE

DANIELLE ALMEIDA DA FONSECA

MMA

SEDENTÁRIOS.

E

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi analisar através da eletromiografia o índice fadiga muscular localizada e o índice de recuperação muscular nos atletas de MMA e sedentários. Dois grupos de sujeitos, um caracterizado como atletas (n =07) e outro como sedentários (n =07), foram submetidos a análises baseadas em procedimentos executados em três diferentes situações experimentais: i) teste de uma repetição máxima; ii) teste de fadiga, sustentado por 60 seg. a 80% de 1 RM em contração isométrica voluntária máxima (CIVM); iii) teste de recuperação, sustentado por 10 seg. a 80% de 1 RM em CIVM. No teste de fadiga muscular foi monitorado o comportamento da Fmed nos cinco primeiros (Fmedi) e cinco últimos segundos (Fmedf) do sinal EMG no músculo quadríceps femoral. Durante os 10 segundos do teste de recuperação foi calculada a Fmed referente a todo o período (Fmedr). Parâmetro utilizado no calculo do índice de recuperação muscular (IRM). O valor da Fmedi e Fmedf final foi superior nos sedentários em relação aos atletas, entretanto, sem diferença significativa. A Fmedf (81,0% atletas; 90,4% sedentários) foi inferior a Fmedi (98,1% atletas; 112,39% sedentários) em ambos os grupos, sendo essa diferença significativa ($p < 0,01$). Houve diferença significativa no valor médio da IRM entre os atletas ($117,14\% \pm 45,9$) e sedentários ($67,3\% \pm 12,7$). Dessa forma, os resultados apresentados neste estudo sugerem a viabilidade na aplicação de da eletromiografia de parâmetros na avaliação das frequências para a determinação e diferenciação do comportamento da fadiga muscular localizada em atletas e sedentários.

PALAVRA CHAVE: Eletromiografia, Quadríceps Femoral, Fadiga muscular.

1. INTRODUÇÃO

A fadiga muscular localizada caracteriza-se como um declínio no desempenho muscular durante o exercício. O processo de fadiga muscular envolve uma série de fatores, tais como o tipo de fibra muscular envolvida, a duração da contração, o nível de sobrecarga e o tipo de tarefa executada. Portanto, observa-se a importância da compreensão dos mecanismos envolvidos na regulação da contração muscular e, em especial, sob condições de fadiga (DIMITROVA; DIMITROV, 2003). Especialistas, usualmente, utilizam a deterioração do desempenho mecânico como parâmetro para determinar um “ponto de fadiga”, correspondente a incapacidade do músculo em manter o nível de força desejado (MERLETTI, 2004).

A avaliação da atividade muscular e, por conseguinte, o estudo da fadiga vem sendo realizada por meio de eletromiografia de superfície, seja em estudos avaliando contração isométrica ou contrações dinâmicas (SILVA; FRAGA; GONÇALVES, 2007; SILVA et al., 2005). Essa avaliação ocorre por meio da atividade muscular voluntária, contínua e progressiva, que provoca uma alteração no comportamento do sinal eletromiográfico (EMG), captado no músculo exercitado (MORITANI, 2005). Esta se deve, principalmente, a processos fisiológicos ligados ao recrutamento de fibras musculares, devido à soma de unidades motoras, e alteração na velocidade de condução do potencial de ação ao longo da fibra muscular, sendo este o que fundamenta e caracteriza a análise do espectro de frequência do sinal EMG (MORITANI, 2005). Em situações de fadiga muscular, são registrados sinais eletromiográficos específicos, caracterizados pela diminuição da frequência mediana e aumento da amplitude do sinal eletromiográfico (OLIVEIRA et al., 2005).

A análise por meio de eletromiografia, em geral, envolve a avaliação de um músculo ou grupo muscular específico (SANTOS et al., 2008; BUENO; FORTES; CAMACHO, 2007). O quadríceps femoral, por exemplo, é um importante grupo muscular relacionado aos movimentos do quadril e joelhos, importantes para manter o indivíduo na postura ortostática, visto que além de ser um músculo postural ainda é responsável pela realização do movimento de extensão da articulação do joelho (MORAES et al., 2003). Esse grupo muscular tem importante função no bom desempenho de atletas em diversas modalidades, entre elas o *Mixed Martial Arts* (MMA). Esse esporte envolve diferentes tipos de artes marciais, como boxe, judô, *muay thai*, entre outras, e, por conseguinte, uma série de movimentos corporais, exigidos em combate (FERREIRA FILHO; MACCARIELLO, 2009). Desse modo, a

avaliação da ação do conjunto músculo-articulação, muito solicitado em artes marciais, deve ser alvo de investigações clínicas, devido ao potencial risco de lesões que podem ocorrer por desequilíbrio muscular, dentre estes, a fadiga (MACHADO et al., 2012).

Desse modo, esse estudo buscou avaliar a fadiga e o índice de recuperação muscular, através do sinal eletromiográfico dos músculos do quadríceps femoral comparando a resposta de atletas profissionais de MMA e indivíduos sedentários. Espera-se que as informações geradas por este estudo, possam fornecer subsídios acerca dos fatores ligados às diferenças dessas duas populações que são alvo deste trabalho.

2. REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Fisiologia da contração muscular

A união de um motoneurônio alfa, seu axônio e as fibras musculares por ele inervadas, que podem estar juntas ou distribuídas ao longo do músculo, recebem o nome de unidade motora. Quando o impulso propaga-se por um único axônio, todas as fibras musculares que, ele inerva, despolarizam-se relativamente ao mesmo tempo. Quanto mais força se deseja empregar e mais preciso for o movimento, mais unidades motoras são recrutadas. Existem três tipos de unidades motoras analisando os tipos de fibras musculares classificadas de acordo com a velocidade de contração e a sua fatigabilidade: tipo I, de contração lenta e resistente à fadiga; tipo IIa, de contração rápida e resistente a fadiga; e tipo IIb, de contração rápida e fatigável (FERREIRA, 2005).

A fadiga física é definida como a incapacidade do músculo em manter a potência ou ineficiência em sustentar certo nível de desempenho durante o exercício físico e possui uma etiologia multifatorial. Sua origem e extensão dependem da especificidade do exercício, tipo de fibra muscular e do condicionamento físico. A fadiga muscular é classificada como aguda, subaguda e crônica (SANTOS; DEZAN; SARRAF, 2003).

A fadiga pode ocorrer em locais diferentes ao longo do caminho entre o sistema nervoso central e a maquinaria contráctil intramuscular e, portanto, pode ser dividida em central e periférica (GIANNESINI *et al.* 2003).

Segundo Chaudhuri; Behan (2004) a fadiga central pode ser definida como uma dificuldade na iniciação, ou na manutenção de atividades voluntárias. Ela ocorre quando o impulso gerado pelo SNC para o músculo diminui, contribuindo assim, para o declínio de força (SILVA et al., 2006).

A fadiga central relaciona-se com os processos motores, que são transmitidos pelo córtex cerebral, cerebelo e junções sinápticas dentro da medula espinhal, inibindo os fusos musculares e terminações nervosas, ocorrendo à diminuição da excitabilidade dos motoneurônios e falhas na sinapse (SANTOS; DEZAZ; SARRAF, 2003).

Desta maneira Powers; Howley (2000) enfatizam que o SNC está implicado na fadiga se houver redução da quantidade de unidades motoras envolvidas na atividade, ou diminuição da frequência de disparos dos motoneurônios.

A fadiga periférica seria aquela relacionada ao cansaço ou incapacidade muscular para realização da tarefa e existem muitos fatores relacionados (ex. depleção das reservas de glicogênio ou fosfocreatina e acúmulo de prótons) (ROSSI; TIRAPEGUI, 2004; NEWSHOLME; BLOMSTRAND, 2006).

A fadiga decorrente de fatores neurais pode estar associada às falhas na junção neuromuscular, no sarcolema, nos túbulos transversos e no RS que está envolvido no armazenamento, liberação e recaptação de cálcio (POWERS; HOWLEY, 2006).

A fadiga periférica tem sido descrita como resultado de alterações localizadas abaixo da junção neuromuscular e que envolvem o músculo e os mecanismos contrácteis. Este tipo de fadiga resulta da diminuição da eficiência das unidades contrácteis do músculo. Entre as principais causas para essa perda de eficiência estão as alterações do pH, da temperatura, do fluxo sanguíneo, a acumulação de produtos do metabolismo celular, particularmente os resultantes da hidrólise da adenosina trifosfato, a perda da homeostasia do íon cálcio, a lesão muscular focal, e a alteração da cinética de alguns íons nos meios intra e extracelulares nomeadamente, o potássio, sódio, cloro e magnésio (RIBEIRO; OLIVEIRA, 2008).

2.2 Eletromiografia de Superfície

A eletromiografia de superfície apresenta-se como uma técnica de mensuração não invasiva da atividade muscular, em que se procede com a colocação dos eletrodos na pele sobre o músculo que se deseja avaliar. O fato de não prejudicar nem incomodar o paciente, somado ao fato de facilitar a utilização e a padronização do posicionamento dos eletrodos são vantagens da utilização desse tipo de técnica. Suas desvantagens são a limitação da avaliação a músculos grandes e superficiais, além da possível contaminação do registro por atividade elétrica de músculos ou grupos musculares circunvizinhos, conhecida como *crosstalk*.

Dessa forma, cada unidade motora possui um potencial de ação (Potencial de ação de Unidade Motora - PAUM) e o sinal eletromiográfico é a representação gráfica ou eletromiograma do somatório de todos os PAUMs existentes num determinado instante (FORTI, 2005).

2.2.1 Instrumentação e Aquisição do Sinal

O registro do eletromiograma requer um sistema que compreendem eletrodos que capturam os potenciais elétricos dos músculos em contração; um amplificador, que processa o pequeno sinal elétrico e um decodificador, que permite a visualização gráfica e/ou adições dos sons, o que permitirá a completa análise dos dados. Em outras palavras, o registro eletromiográfico necessita de um sistema de três fases: fase de entrada, que inclui os eletrodos para capturar os potenciais de ação; fase de processamento, que amplifica o sinal elétrico; e a fase de saída, na qual o sinal elétrico é convertido em sinais visuais para poder ser analisado (PORTNEY; ROY, 2005).

Os eletrodos podem possuir arranjo monopolar ou bipolar, onde este é mais utilizado. A primeira apresenta-se com um único eletrodo diferencial (sobre o músculo) e outro de referência (num ponto anatômico que não apresente atividade elétrica), enquanto a configuração bipolar possui dois eletrodos diferenciais e um de referência (De LUCA, 1997). Além disso, se aplica um filtro que permite a passagem de frequências desejadas e atenua as indesejadas, com o objetivo de diminuir os ruídos do meio externo. Estes podem ser do tipo: Passa Alta, Passa Baixa e Passa Faixa ou Passa Banda. O eletrodo de referência ou terra serve para se comparar um local que tenha atividade elétrica com um que não tenha (geralmente é uma extremidade óssea). Dessa forma, tem-se uma referência do que é o zero e assim sabe-se quanto é o valor obtido no local onde há atividade elétrica. Os eletrodos devem ser posicionados de acordo com as recomendações da SENIAM (*surface EMG for a non invasive assessment of muscles*), que é um órgão que visa padronizar as pesquisas (HERMENS *et al.*, 2002).

2.2.2 Análise e Processamento do Sinal

Uma vez adquirido o sinal EMG, existem muitos métodos de processamento que podem ser utilizados para a interpretação dos dados. Duas importantes características do sinal

EMG são a frequência e a amplitude. Duas formas comuns para representar tais informações contidas nos sinais podem ser chamadas de análise no domínio temporal e no domínio de frequências (ROBERTSON, 2004).

A análise no domínio do tempo refere-se à amplitude, ou seja, a intensidade com que os impulsos estão chegando às unidades motoras. O sinal EMG pode ser adquirido durante uma atividade, em função do tempo, pode ser quantificado por diversas formas de processamento, entre elas o envoltório linear, retificação, RMS e integração, onde o mais utilizado nos estudos é o RMS (DE LUCA, 1997).

A análise no domínio da frequência refere-se à quantidade de vezes que o impulso passa em um determinado instante e pode ser realizadas através da Transformada Rápida de Fourier (FFT) e da frequência mediana. Ao ser processado, o sinal emite um gráfico chamado de espectro que também pode ser avaliado (DE LUCA, 1997).

Para se analisar e comparar sinais EMGs de diferentes indivíduos faz-se necessário a utilização de técnicas de normalização, sendo esta uma forma de transformação dos valores absolutos da amplitude em valores relativos referentes a um valor de amplitude caracterizada como 100%. Existem diversas formas de normalizar o sinal EMG, dentre elas: Contração Voluntária Máxima Isométrica (CVMI); Pico Máximo do Sinal EMG; Valor Médio do Sinal EMG; e Valor Fixo do Sinal EMG (DE LUCA, 1997).

2.3 Mixed Martial Arts

O *Mixed Martial Arts* (MMA) é uma modalidade esportiva relativamente nova, que se tornou mais popular a partir da década de 90 e que atualmente é um dos esportes que mais crescem em todo o mundo (FERREIRA FILHO; MACCARIELLO, 2009). Com o crescimento no número de participantes e o destaque na mídia, a modalidade se tornou mais profissional, com a criação de regras para preservar os atletas e privilegiar o espetáculo, tornando-o mais popular. Partes destas regras foram divididas em categorias por peso como maneira de equilibrar os combates e possibilitar que grandes diferenças de pesos não seja o fator decisivo para a vitória (PAPESCHI, 2012).

O MMA pode ser definido como um esporte que permite utilizar várias técnicas de combate, admitindo assim uma combinação de diversas artes marciais ou modalidades de luta, dentre elas: boxe, judô, *muay thai*, karate, *jiu-jítsu*, *werstlin*, *kung fu entre outras*, permitindo

que o atleta seja o mais diversificado possível, tornando-se assim um esportista mais completo (FERREIRA FILHO; MACCARIELLO, 2009).

2.4 Quadríceps Femoral

O quadríceps femoral, em diversas modalidades esportivas, é muito utilizado e conseqüentemente vítima de muitas lesões não só musculares diretas como também secundárias a lesões ósteoarticulares (COSTILL; WILMORE, 2001).

As porções que compõem o músculo quadríceps femoral, tais como Reto Femoral (RF), Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL) e Vasto Intermédio (VI) são muito solicitados no esporte e conseqüentemente alvo de diversos estudos. O quadríceps de um atleta de alto rendimento possui uma diferenciação muscular induzida pelo treinamento, ao aumento neuromotor periférico, este induz a modificações funcionais e histoquímicas que levam o músculo a se diferenciar tanto em relação a tipagem de suas fibras musculares como ao aumento de número e tamanho respectivamente (BUENO; FORTES; CAMACHO, 2007).

3. REFERENCIAL METODOLÓGICO

O presente estudo constitui de uma pesquisa transversal, quantitativa e analítica, realizada com atletas profissionais de MMA e indivíduos sedentários, na academia do Departamento de Educação Física, na Universidade Estadual da Paraíba (UEPB), Campina Grande, Paraíba.

A amostra foi constituída de sete atletas profissionais praticantes de MMA, da categoria meio pesado (85 a 93 quilos) e sete indivíduos sedentários, ambos do sexo masculino. Foram excluídos os sujeitos que apresentaram alguma desordem neuromuscular e/ou articular no membro inferior dominante, em período inferior a 18 meses, ou que tivesse sido submetido a procedimento cirúrgico no membro dominante. Além disso, foram estabelecidos critérios de exclusão específicos para cada grupo. Para os atletas de MMA, não foram incluídos indivíduos com menos de dois anos de prática da modalidade esportiva ou que estivesse fora da categoria avaliada. Para o grupo sedentário, estes não deveriam estar praticando atividade física regular.

O trabalho de coleta de dados foi realizado no período de agosto 2013, por uma dupla de pesquisadores devidamente treinados para avaliação eletromiográfica. As variáveis avaliadas neste estudo foram: idade, variáveis antropométricas (peso, altura, índice de massa corporal - IMC), teste de uma repetição máxima (1RM) e dados eletromiográficos.

Procedimento de coleta de dados

No primeiro dia de avaliação foi realizada avaliação antropométrica. O peso foi aferido por meio de uma balança (Filizolla), com sensibilidade de 0,1 kg, e a altura por meio de um estadiômetro portátil (Altura Exata), com precisão de 0,5 cm, segundo as técnicas propostas por Gordon et.al (1988). A partir dos valores de peso e altura foi calculado o IMC, que consiste na razão entre peso (kg) e altura (m) ao quadrado (kg/m^2).

A avaliação do membro dominante, nos atletas, baseou-se na preferência do sujeito em realizar um gesto de chute, como a utilização de um saco de pancada, comum na prática de artes marciais (EBERSOLE; CONNOR, 2005). Nos indivíduos sedentários, a dominância foi informada pelos mesmos. Para avaliar a força muscular máxima, foi realizado o teste de 1RM para cada sujeito, em ambos os grupos, por meio de uma cadeira extensora, onde o participante deveria obter o menor número de repetições com o maior peso possível

(MORAES et al., 2003). Ao final os participantes da amostra foram orientados a cerca do exercício que deveriam desempenhar no dia da avaliação eletromiográfica, realizada 48 horas depois.

Eletromiografia

Para a coleta dos dados eletromiográficos foram utilizados eletrodos de superfície de Ag/AgCl (Meditrace), em configuração bipolar, com área de captação de 1cm de diâmetro e distância inter-eletrodos de 2cm. Previamente a colocação dos eletrodos, foi realizada a tricotomia, a abrasão e a limpeza da pele com álcool, como forma de evitar possíveis interferências no sinal eletromiográfico (GONÇALVES; BARBOSA, 2005).

Os testes da coleta foram baseados, em um protocolo experimental, que foi realizado em duas etapas. Inicialmente foi realizado o teste de fadiga, com execução do exercício sustentado por sessenta segundos a 80% da 1RM em contração isométrica voluntária máxima (CIVM), e depois de quatro minutos o participante realizava o teste de recuperação, que consistia na execução do exercício sustentado por dez segundos a 80% de 1 RM também em CIVM. Foram analisados os músculos: Vasto Lateral (VL), Reto Femoral (RF) e Vasto Medial (VM), que compõem o quadríceps femoral.

Inicialmente, os sujeitos foram posicionados em uma cadeira extensora, com ajustes para apoio do tronco, quadril e coxa, obedecendo ao seguinte posicionamento: o quadril em 90 graus de flexão, o joelho também em flexão a 90 graus e por fim o tornozelo em 90 graus. As articulações foram posicionadas neste grau de angulação, visto que é neste ângulo onde há um maior torque e ativação muscular (BANDY; HANTEN, 1993; SUTER; HERZOG, 1997). Após o posicionamento dos sujeitos, os testes para coleta dos dados foram executados.

Para determinação do teste de fadiga, o sujeito realizava um exercício onde ele partirá da posição de 90° de flexão do quadril e do joelho e realizava uma extensão do membro inferior dominante até 180°, quando ele alcançava este grau de extensão, o mesmo permaneceu em contração isométrica voluntária máxima do músculo quadríceps femoral, a 80% de 1 RM, por sessenta segundos cronometrados. Após quatro minutos de descanso, o sujeito realizava novamente uma contração isométrica sustentada por dez segundos cronometrados com a mesma carga anteriormente erguida, denominada de teste de recuperação. O sinal EMG do músculo quadríceps femoral foi captado somente no teste de fadiga e de recuperação.

Para a captação dos sinais eletromiográficos durante o teste, foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos Miotool (Miotec[®]), software Miograph (Miotec[®]) calibrado com frequência de amostragem de 1000 Hz, ganho total de 2000 vezes, filtro passa alta de 20 Hz, filtro passa baixa de 500 Hz e *notch* (60Hz). Os eletrodos foram posicionados unilateralmente no membro inferior dominante nos músculos Reto Femoral (RF), Vasto Lateral (VL) e Vasto Medial (VM) segundo as normas SENIAM (HERMENS *et al.*, 2002). O eletrodo de referência foi posicionado no maléolo lateral do membro pesquisado.

Processamento dos dados

Os sinais EMG captados no teste de fadiga e de recuperação foram processados através de um algoritmo específico desenvolvido em ambiente *MatLabR*. Na primeira fase de processamento aplicou-se ao sinal EMG, de ambos os testes, um filtro digital passa-banda tipo *Butterworth* de 4ª ordem e frequência de corte entre 20 e 500Hz.

Foram selecionados para análise os cinco primeiros e cinco últimos segundos do sinal EMG provenientes dos testes de fadiga. Os dados contidos nesses períodos foram aplicados a transformada discreta de Fourier (TDF) para obtenção de suas respectivas densidades espectrais de potência. A frequência mediana, definida como a frequência que divide o espectro em duas áreas iguais, foi calculada para ambos os períodos. Constituíram os dois primeiros parâmetros extraídos do sinal EMG: i) frequência mediana inicial (Fmedi); ii) frequência mediana final (Fmedf).

A frequência mediana dos testes de recuperação também foi calculada a partir do período total de dez segundos do sinal EMG captado, caracterizando o terceiro parâmetro denominado de frequência mediana de recuperação (Fmedr).

Após a obtenção dos três parâmetros do sinal EMG descritos acima, foi calculado o índice de recuperação muscular (IRM), através da equação (ROY *et al.* 1990):

$$IRM = \frac{Fmedr - Fmedf}{Fmedi - Fmedf} \times 100$$

Onde:

IRM – Índice de recuperação muscular;

Fmedi – Frequência mediana inicial (teste de 60 segundos);

Fmedf – Frequência mediana final (teste de 60 segundos);

Fmedr – Frequência mediana de recuperação (teste de 10 segundos).

Procedimentos estatísticos

Os dados são apresentados sob a forma de média, desvio-padrão. Para comparar as características físicas do grupo de lutadores de MMA e o grupo de sedentários, a fim de detectar a homogeneidade de ambos os grupos, foi utilizado o teste t-Student para amostras independentes. Foi realizado o teste de Shapiro-Wilk para testar a normalidade dos dados referentes a Fmedi, Fmedf, Fmedr e IRM. Desse modo, para comparar os valores dos sinais eletromiográficos da Fmedi e Fmedf entre atletas e sedentários foi utilizado o teste oneway ANOVA. Para comparar a Fmedr e o IRM entre os lutadores e sedentários, foi utilizado o teste t-Student para amostras independentes. Neste estudo foi considerado um intervalo de confiança de 95%. Foi considerado significativo o valor $p < 0,05$. As informações estatísticas foram obtidas com o auxílio do aplicativo estatístico SPSS versão 19.0.

Questões éticas

A pesquisa maior da qual este estudo fez parte foi submetida e aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Estadual da Paraíba (UEPB) (CAAE: 20604413.2.0000.5187). Os indivíduos, ao aceitarem participar da pesquisa, assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, segundo Resolução 466/12.

4. DADOS E ANÁLISE DA PESQUISA

Na tabela 1, são apresentados os valores médios e desvios-padrão de idade, peso, altura, índice de massa corporal (IMC) e o teste de repetição máxima (1RM), comparando as características físicas dos atletas e sedentários. Houve diferença significativa apenas para a idade e o teste de 1RM, sendo que, neste, a diferença já era esperada devido a maior capacidade de atletas em gerar força muscular e suportar cargas, em relação a indivíduos sedentários (PAULO et al., 2005).

Não foram observadas diferenças significativas entre as variáveis peso, altura e IMC entre atletas e sedentários. O valor de IMC observado em ambos os grupos classifica os indivíduos como obesos, segundo dados da Organização Mundial da Saúde (OMS) (2004). No entanto, Tritschler (2003) alerta que o IMC não é uma variável precisa para avaliar massa corporal, diferenciando massa magra e percentual de gordura, e destaca que mesmo em adultos e jovens um valor elevado de IMC não necessariamente seja referente à sobrepeso/obesidade.

Tabela 1. Comparação das características da amostra de lutadores de MMA e sedentários. Campina Grande-PB. 2013.

Variáveis	Indivíduos				
	Lutadores de MMA		Sedentários		p
	Média	DP	Média	DP	
Idade (anos)	29,3	4,6	22,3	2,1	<0,01*
Peso (Kg)	85,2	9,0	87,4	5,0	0,57
Altura (m)	1,74	0,1	1,75	0,1	0,86
IMC (kg/m ²)	28,0	1,1	28,6	2,0	0,87
1RM (kg)	72,1	10,9	51,8	15,9	0,01*

1RM: 1 repetição máxima; p: nível de significância; * = diferença significativa (Teste t-Student para amostras independentes).

Na tabela 2 é apresentada a comparação dos valores médios da Fmedi, Fmedf e Fmedr dos atletas e sedentários. Não foram observadas diferenças significativas entre o valor médio das três frequências em ambos os grupos. Entretanto, o valor da Fmedi chama a

atenção por ter sido superior no grupo de sedentários em relação aos atletas. Isso ocorre porque, para gerar força e erguer uma determinada carga, o indivíduo sedentário precisaria de uma maior quantidade de fibras musculares, por meio do recrutamento de unidades motoras. Quanto maior o número de fibras envolvidas no movimento maior será o registro do sinal eletromiográfico, já que a frequência do sinal indica o quão rápido elas estão sendo acionadas (FERREIRA et al., 2012). Além disso, Kirkendall; Garret (2003) destacam que um dos benefícios associados ao treinamento, de acordo com a especificidade da cada modalidade esportiva, é a melhor sincronização da ativação das unidades motoras, sendo que os atletas possuem um padrão de extensão da musculatura do joelho mais uniforme e, por este motivo, necessitam recrutar menos unidades motoras para a execução do movimento se comparada com o grupo dos sedentários.

Do mesmo modo, foram observados valores médios superiores para a Fmedf no grupo de sedentários em relação aos atletas, contudo, sem diferença significativa. Isto pode ser devido ao ajuste de carga que foi específico para cada indivíduo, em relação ao teste de 1RM, sugerindo condições de equidade para condição de fadiga muscular (SANTOS et al., 2008). Mesmo assim, esperava-se valores superiores para o grupo dos atletas, com maior resistência à fadiga, tendo em vista sua preparação física. Entretanto, segundo Mandroukas et al. (2010), há de se considerar que atletas de MMA tendem a ter maior percentual de fibras musculares do tipo II, que se caracterizam pela maior velocidade de contração, envolvidas em movimentos que exigem mais força e potência (COSTA; ROGATTO; ROGATTO, 2007). Entretanto, são fibras altamente fadigáveis o que pode justificar o menor valor para Fmedf encontrado nos lutadores (IDE; LAZARIM; MACEDO, 2011).

A Fmedf apresentou valores médio significativamente menor em relação à Fmedi apenas no grupo de indivíduos sedentários. Embora também tenha sido observado menor valor no grupo dos atletas, essa diferença não foi significativa. Esse menor valor para a frequência mediana final é esperado, indicando que o músculo já está trabalhando com sinais de fadiga (MERLETTI, 2004; BRANCO et al., 2006). Isso provavelmente ocorreu devido ao protocolo de avaliação, no qual a sustentação de 80% do peso registrado no teste de 1 RM em contração CIVM, durante 60 segundos foi suficiente para a indução da fadiga muscular localizada no músculo quadríceps femoral, durante esse período de tempo. Provavelmente a maior adaptação da musculatura dos atletas a maiores cargas não tenha evidenciado diferença significativa entre os valores da Fmedf e Fmedi nos atletas.

Tabela 2. Comparação dos sinais eletromiográficos e do Índice de Recuperação de Fadiga (IRM) entre lutadores de MMA e sedentários. Campina Grande-PB. 2013.

Variáveis	Indivíduos				
	Lutadores de MMA	Sedentários			
	Média	DP	Média	DP	P
Fmedi	98,1	12,65	112,39 ^{†‡}	12,46	0,17
Fmedf	81,0 [†]	11,0	90,4 [‡]	13,9	0,51
Fmedr	99,1	10,6	105,0	11,6	0,40

Fmedi: Frequência mediana inicial; Fmedf: Frequência mediana final; Fmedr: Frequência mediana de recuperação; p: nível de significância; * = diferença significativa (Teste t-Student para amostras independentes ou oneway ANOVA); diferença significativa entre a Fmedi dos sedentários e Fmedf dos sedentários.

Outro parâmetro avaliado neste estudo foi a Fmedr, utilizada para obtenção do índice de recuperação muscular (IRM). No gráfico 01 é apresentada a comparação do valor do índice de recuperação muscular (IRM) (%) entre os atletas e sedentários. O valor médio do IRM foi significativamente maior nos atletas ($117,14\% \pm 45,9$) em relação aos indivíduos sedentários ($67,3\% \pm 12,7$). Esse índice é calculado para avaliar a capacidade de recuperação do músculo após contração voluntária máxima. Contudo o índice de recuperação muscular pode ser entendido como a capacidade do músculo em apresentar um valor de frequência mediana próximo ao observado no repouso, após ser submetido a um teste de fadiga (SANTOS et al., 2008). Segundo Roy; De Luca (1990), o músculo de sujeitos treinados tem maior capacidade de se recuperar após ser submetido a um exercício que induz a fadiga muscular localizada, do que o músculo de um sujeito sedentário. Isso provavelmente ocorre devido ao nível e especificidade de treinamento ao qual os atletas são submetidos (MORITANI; TAKAISHI; MATSUMOTO, 1993). Este favorece o aumento da massa e área seccional do músculo, que é maior em atletas de MMA (MANDROUKAS et al., 2010). Estudo realizado nessa população observou que esses indivíduos possuem cerca de 2,5 vezes mais células satélites que indivíduos sedentários, e devido a sua capacidade de se diferenciar e fundir para aumentar o número de fibras musculares, favoreceriam uma melhor recuperação em situações de estresse muscular (MANDROUKAS et al., 2010). Além disso, o organismo de atletas tem maior capacidade de oxidação do lactato e de remoção dos catabólicos produzidos durante o trabalho muscular em regime de fadiga, responsáveis pela alteração do sinal EMG (SANTOS et al., 2008).

Gráfico 1. Comparação do Índice de recuperação muscular (IRM), entre atletas e sedentários. Campina Grande – PB. 2013.

CONCLUSÃO

De forma geral, os resultados apresentados neste trabalho permitem deduzir a viabilidade da utilização da eletromiografia de superfície na determinação e diferenciação do comportamento da fadiga muscular localizada. Especificamente, o uso desta ferramenta de avaliação, por meio dos parâmetros analisados, demonstrou ser eficaz para tal objetivo. Através da frequência do sinal EMG pode-se diferenciar e caracterizar ambos os grupos com relação à fadiga muscular localizada e o tempo de recuperação da mesma.

Também se pode verificar que as dificuldades inerentes a aplicação dessa ferramenta, em uma situação prática, são enfrentadas por outros pesquisadores. Sugere-se como objetivo final para a área o desenvolvimento de métodos validados capazes de monitorar o fenômeno da fadiga muscular localizada.

ABSTRACT

The aim of this study was to analyze the index through electromyography muscular fatigue and muscle recovery rate in MMA athletes and sedentary. Two groups of subjects, one characterized as athletes ($n = 07$) and another as sedentary ($n = 07$) were subjected to analysis based on procedures from three different experimental situations: i) one repetition maximum test ii) test fatigue, sustained for 60 sec. 80% of 1 RM in maximal voluntary isometric contraction (MVIC), iii) recovery test, sustained for 10 sec. 80% of 1 RM on MVIC. In muscle fatigue test was monitored the behavior of the MF in the first five (Fmedi) and five last seconds (Fmedf) of the EMG signal in the quadriceps muscle. During the 10 seconds of the test MF recovery was calculated regarding the whole period (Fmedr). Parameter used in the calculation of the index of muscle recovery (IRM). The value of Fmedi and Fmedf end was higher in athletes compared to sedentary, however, no significant difference. The Fmedf (81.0% athletes, sedentary 90.4%) was less than Fmedi (98.1% athletes, sedentary 112.39%) in both groups, and this difference was significant ($p < .01$). Significant difference in the average value of MRI among athletes ($117.14 \pm 45.9\%$) and sedentary ($67.3 \pm 12.7\%$). Thus, the results presented in this study suggest the feasibility of applying the electromyography parameters in the evaluation of the frequencies for the determination and differentiation of the behavior of localized muscle fatigue in athletes and sedentary.

KEYWORD: Electromyography, Quadriceps femoris, muscle fatigue.

REFERÊNCIAS

- BANDY, W. D.; HANTEN, W. P. Changes in torque and electromyographic activity of the quadriceps femoris muscles following isometric training. *Phys. Therapy*, v. 73, p. 455-467, 1993
- BARBOSA, F. S. S; GONÇALVES, M. Comparação entre Protocolos de Exaustão de 30 Segundos Utilizados na Avaliação da Fadiga Eletromiográfica dos Músculos Eretores da Espinha. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 9,n. 1, p. 77-83, 2005-ISSN 1413-3555.
- BRANCO et.al. Relação entre a tensão aplicada e a sensação de desconforto nos músculos isquiotibiais durante o alongamento. **Rev Bras Fisioter**, v.10, p.72-:465, 2006.
- BUENO, R.V; FORTES, J. P.B; CAMACHO, S. P. Eletromiografia do músculo quadríceps femoral: influencia do treinamento específico no disparo neuromotor periférico. **Movimento e Percepção**. Espírito Santo do Pinhal, SP,v.8,n.11, junho de 2007- ISSN1679-8678.
- CHAUDHURI, A.; P. BEHAN.. In vivo magnetic resonance spectroscopy in chronic fatigue syndrome. **Prostaglandins, Leu kotrienes and Essential Fatty Acids** v.71, p. 181-183, 2004.
- COSTA, H. A.: ROGATTO, P. C. V.; ROGATTO, G. P. Influencia da especificidade do treinamento resistido sobre aspectos funcionais e antropométricos de homens jovens. **Motriz**, Rio Claro, v. 13, n. 4, p. 288-297, outubro-dezembro 2007.
- COSTILL, D.L; WILMORE, J.H. **Fisiologia do Esporte e Exercício**, 2 ed. São Paulo: Manole, 2001.
- DE LUCA C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **J Appl Biomech.** v. 13, p.63-135, 1997.
- DIMITROVA, N.A, DIMITROV GV. Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. **J Electromyogr Kinesiol.** v.13, p. 13-36, 2003.
- EBERSOLE, K. T, O’CONNOR, K. M, WIER AP. Mechanographic and electromyographic responses to repeated concentric muscle actions of quadriceps femoris. **J Electromyogr Kinesiol.** v.16, p. 57-149, 2005.
- FERREIRA.A, Fisiologia da Contração Muscular. **Revista Neurociências**, v.13, n.3, 2005
- FERREIRA. et.al. Verificação da variabilidade do consumo glicolítico em contração muscular concêntrica e excêntrica, 2012.
- FERREIRA FILHO, R.A; MACCARIELLO, C. A preparação psicológica no esporte de alto nível. Sua importância no desempenho competitivo de lutadores de Mixed Marcial Arts (MMA). **Revista Digital**. Buenos Aires, 2009. Disponível em: < <http://www.efdeportes.com/efd129/a-preparacao-psicologica-de-lutadores-de-mixed-marcial-arts.htm>>. Acesso em: 06 de jan. 2013.

FORTI, F. Análise do sinal eletromiográfico em diferentes posicionamentos, tipos de eletrodos, ângulos articulares e intensidades de contração, 2005.

GIANNESINII, B. et .al. Non invasive investigation of muscular fatigue: Metabolic and electromyographic components. **Biochimie (Paris)**. v. 85, n. 9, p. 873-883, 2003.

GONÇALVES, M. Eletromiografia e a identificação da fadiga muscular. **Revista Brasileira Educação Física Especializada**, v.20, n.5, p. 91-93, 2006.

GORDON, C.C., CHUMLEA, W.C., ROCHE, A.F. Stature, recumbent length, and weight. In: Lohman TG, Roche AF, Martorell R. **Anthropometric standardization reference manual**. Champaign, Illinois: HumanKinetics Books, 1988.

HERMENS, H.et.al. The SENIAM project: surface electromyography for non-invasive assessment of muscle. **ISEK Congress Austria**; 2002.

IDE, B.N; LAZARIM, F.L; MACEDO, D.V.Hipertrofia muscular esquelética humana induzida pelo exercício físico. **Revista Ciências em Saúde**, v1, n 2 jul 2011

KINKENDALL, D. T; GARRET, JUNIOR, W. E. A ciência dos exercícios e do esporte. Ed artmed, 2003

MANDROUKAS et.al. deltoid Muscle Characteristics in Wrestlers. *International Journal of Sports Medicine*, v.31,n.3,p.148-153, 2010.

MERLETTI R. **Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications**. Italy: Philip Paker, 2004.

MORAES, A. C, et.al. Análise eletromiográfica do músculo reto femoral durante a execução de movimentos do joelho na mesa extensora. **Revista Brasileira Ciência e Movimento**, v.11n.2, p.19-23,2003.

MORITANI T, et.al. Electrophysiology and kinesiology for health and disease. **J Electromyogr Kinesiol.**, v.15, p. 55-240, 2005.

MORITANI T, TAKAISHI T, MATSUMOTO T. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. **J Appl Physiol**, v.74, p. 34-1729, 1993

NEWSHOLME, E. A.; BLOMSTRAND, E. Branched-chain amino acids and central fatigue.**Journal Nutrition**, v. 136, n. 1, p. 274S-276S, 2006.

OLIVEIRA, A. S. C, et.al. Electromyographic fatigue threshold of the biceps brachii muscle during dynamic contraction. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, Louvain, v.45, n.3, p.167-175, 2005.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. Obesidade: Prevenindo e controlando a epidemia global. **Roca**, São Paulo, 2004.

PAPESCHI, J. Controle de peso de atletas. **Gease**, 2012

PAULO, A.C, et.al. Efeito do Treinamento Concorrente no Desenvolvimento da Força Motora e da Resistência Aeróbia. **Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte**. v.4, n.4, p. 145-154, 2005.

POWERS, S. K.; HOWLEY, E. T. **Fisiologia do exercício**. 5ª ed. Barueri: Manole, p. 361-370, 2006.

PORTNEY L. ROY S. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. São Paulo: Manole. p.213- 256, 2005.

PULZZATO, et.al. A Influência da Altura do Step no Exercício de Subida Posterior: Estudo Eletromiográfico em Indivíduos Sadios e Portadores da Síndrome da Dor Femoropatelar. **Acta Ortop Bras**. v.13, n.4, p.168-170, 2005.

RIBEIRO,C.OLIVEIRA. D. Electromyographical analysis of the quadriceps during knee extension at different speeds. **Acta ortop. Bras**. v.13, p.189-193, 2008.

ROBERTSON, D.G.E, et.al. Research methods in biomechanics. **Human Kinetics**. United States,2004.

ROSSI, L. TIRAPGUI, J. Implicações do sistema serotoninérgico no exercício físico. **Arq. bras. endocrinol.metab**, v.48, n.2, p.227-233,2004

ROY S. H; DE LUCA C. J. Fatigue, recovery and low-back pain in varsity rowers. **Med Sci Sport Exerc**, v. 22, p.9-463, 1990.

SANTOS, M. G.; DEZAN, V. H; SARRAF, T. A. Bases metabólicas da fadiga muscular aguda. **Revista Brasileira Ciência e Movimento**, v. 11, n. 1, p. 07-12, 2003.

SANTOS, M. C.A, et.al. Análise da Fadiga Muscular Localizada em Atletas e Sedentários Através de Parâmetros de Frequência do Sinal Eletromiográfico. **Rev Bras Med Esporte**,v. 14, n. 6, 2008.

SILVA, B. A. R. S. et al. Efeitos da fadiga muscular induzida por exercícios no tempo de reação muscular dos fibulares em indivíduos sadios. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 12 n.2, p.85-9, 2006.

SILVA, S. R. D.; GONCALVES, M. Dynamic and Isometric Protocols of Knee Extension: Effect of Fatigue on the Emg Signal. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, v.46, n.1, p.35-42, 2006.

SILVA, S. R. D, et.al. Efeito da fadiga muscular na biomecânica da corrida: uma revisão **Laboratório de Biomecânica** - Departamento de Educação Física IB/UNESP Rio Claro, SP, Brasil Motriz, Rio Claro, v.13 n.3 p.225-235, 2007.

SUTER, E.; HERZOG, W. Extent of muscle inhibition as a function of knee angle. **J. Electromyogr. Kinesiol**, v. 7, p. 123-130, 1997.

ROY et.al. Fatigue, recovery, and low back pain in varsity rowers. **Medicine science in sports and exercise**, v.22, n.4.1990.

TRITSCHLER, K. A. Medida e avaliação em educação física e esportes de Barrow & McGee. [tradução da 5. ed. Original de Márcia Greguol; revisão científica, Roberto Fernandes da Costa]. Barueri, SP: Manole, 2003.

