

**Universidade do Vale do Paraíba
Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento**

Keyleytonn Sthil Ribeiro

**“Estudo da Influência do Intervalo de Tempo Entre as Contrações na
Fadiga Muscular Utilizando a Transformada Wavelet”**

São José dos Campos

2005

Keyleytonn Sthil Ribeiro

“Estudo da Influência do Intervalo de Tempo Entre as Contrações na
Fadiga Muscular Utilizando a Transformada Wavelet”

Dissertação de Mestrado apresentada ao
Programa de Pós-Graduação em Engenharia
Biomédica, como complementação dos
créditos necessários para obtenção do título
de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Marcio Magini

São José dos Campos

2005

R369

Ribeiro, Keyleytonn Sthil

Estudo da influência do intervalo de tempo entre as contrações na fadiga muscular utilizando a transformada de Wavelet./ Keyleytonn Sthil Ribeiro. São José dos Campos: Univap, 2005.

f.: il.; 31 cm

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, 2005.

1. Fadiga Muscular 2 Eletromiografia 3 Transformada Wavelet I. Magini, Márcio, Orient. II. Título.

CDU:612.744

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processo fotocopiador ou transmissão eletrônica.

Assinatura do aluno: _____



São José dos Campos, 28 de Outubro de 2005.

“ESTUDO DA INFLUÊNCIA DO INTERVALO DE TEMPO ENTRE AS CONTRAÇÕES NA FADIGA MUSCULAR UTILIZANDO A TRANSFORMADA WAVELET”

keyleytonn Sthil Ribeiro

Banca Examinadora:

Prof. Dr. **MAURICIO J. ALVES BOLZAM** (UNIVAP)

Prof. Dr. **MÁRCIO MAGINI** (UNIVAP)

Prof. Dr. **RODRIGO ALÉXIS OSÓRIO** (UNIVAP)

Profa. Dra. **DENISE LOUREIRO VIANNA** (UNIP-FMU)

Prof. Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco

Diretor do IP&D - UniVap

São José dos Campos, 09 de setembro de 2005.

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho a DEUS e aos meus pais.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a DEUS, o alicerce da minha vida.

Agradeço aos meus pais que ao longo desta caminhada, não me faltaram com carinho, amor e compreensão.

Ao Prof. Dr. Márcio Magini, que se sempre se dispôs a me orientar e ensinar com paciência e boa vontade na realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Maurício José Alves Bolzan, pelos ensinamentos, pela paciência e pelos conselhos.

Aos Professores que me apoiaram com sua confiança na minha pessoa, no ingresso deste programa.

Aos voluntários, de importância vital neste estudo, pois sem eles, não haveria esta pesquisa.

Aos meus amigos, que foram amigos para me ouvir, compreender e incentivar.

Aprender é a única coisa de que a mente

nunca se cansa,

nunca tem medo e

nunca se arrepende.

(Leonardo da Vinci)

RESUMO

O objetivo do estudo foi investigar o efeito do tempo de intervalo entre sucessivas contrações sobre a fadiga muscular localizada e a influência da musculatura antagonista sobre a fadiga apresentada pela agonista utilizando a Transformada Wavelet e seus recursos. Para realização do estudo, 10 voluntários, realizaram 30 repetições de flexão e extensão do cotovelo em um dinamômetro isocinético com amplitude de movimento constante de 70° sendo coletado sinal eletromiográfico. A velocidade angular de flexão do cotovelo foi fixada a 120°/s, enquanto que para a extensão foram utilizadas 3 diferentes velocidades (30, 90, 150°/ s) que variou randomicamente, produzindo 3 diferentes tempos de intervalo entre cada contração do grupo muscular flexor (2.5, 1.1, 0.75s). Com o uso da Transformada Wavelet, foram feitos gráficos através que permitiram calcular a fadiga muscular para cada voluntário. Os resultados apontaram que, de modo geral, quando a velocidade extensora foi menor, o grupo muscular flexor fadigou menos, por influência do alto tempo de intervalo entre as contrações. Sendo assim, pode-se concluir que o intervalo entre as contrações pode influenciar de maneira significativa a fadiga apresentada por determinada musculatura e que para a condição experimental utilizada, a fadiga muscular do grupo extensor não influenciou o desempenho da musculatura flexora, já que de modo geral, na mesma condição, quando o grupo muscular fadigou mais o outro sofreu menos. A transformada Wavelet mostrou-se um ferramenta prática e eficaz no processamento e análise de sinais.

Palavras-chave: Dinamômetro isocinético; fadiga muscular; wavelet; repouso

ABSTRACT

The aim of the study was to investigate the effect of rest period, between successive contractions on the muscular fatigue and to infer about the antagonist influence on the agonist fatigue using Wavelet Transform and tools. For this study, 10 subjects performed 30 elbow flexion and extension movements in a isokinetic dynamometer with 70° of range of motion with electromyographic signal record. The flexion velocity was fixed in 120°/s, while for the extension we used 3 different velocities (30, 90, 150°/s), producing 5 different average rest period (2.50, 1.1, 0.75, s) for the flexion movement. Using Wavelet Transform were made graphics that allow to calculate muscle fatigue for each volunteer. The results showed that when the extension speed was lower there is a reduction of fatigue in the flexor group, that was influenced by the biggest rest period. On the other hand, in the same test, the extensor group presented greater fatigue, influenced by the increase of task intensity, when the speed of extensor movement was reduced. From the results, it can be concluded that the rest period between contractions had significant influence on the fatigue presented by determined muscular group and for the used protocol, the muscular fatigue of extensor group did not influence the performance of flexor, since in general way, in the same condition, when the muscular extensor group presented a reduction of the fatigue, the other group (flexor) presented higher values. The Wavelet Transform was perform like a practice and efficient tool in signal process and analysis.

Key-words: Isokinetic dynamometer; fatigue; wavelet; rest period

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Fibra muscular isolada.....	08
FIGURA 2 - Micrografia eletrônica de músculo gastrocnêmio humano.....	09
FIGURA 3 - Representação GWS médio dos períodos de intervalo e contração do bíceps braquial.....	33
FIGURA 4 - Série temporal dos valores de torque muscular flexor e extensor do cotovelo dos três testes realizados por um voluntário.....	34
FIGURA 5 - Representação da atividade eletromiográfica do Bíceps Braquial nos ensaios realizados com um voluntário com as três velocidades angulares de extensão utilizadas no estudo apresentados através da Transformada Wavelet.....	35
FIGURA 6 - Representação da atividade eletromiográfica do Tríceps Braquial nos ensaios realizados com um voluntário com as três velocidades angulares de extensão utilizadas no estudo apresentados através da Transformada Wavelet.....	36
FIGURA 7 - Representação Wavelet das cinco primeiras repetições de uma série na velocidade de 150-120°/s de um voluntário da pesquisa.....	37
FIGURA 8. Representação Wavelet das cinco últimas repetições de uma série na velocidade de 150-120°/s de um voluntário da pesquisa.....	38
FIGURA 9. Áreas das cinco primeiras e cinco últimas contrações do bíceps braquial para um voluntário.....	39

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Intervalo de tempo (repouso) entre cada contração do grupo muscular flexor obtido por meio das diferentes velocidades extensoras.....	32
Tabela 2 - Área do Gráfico GWS das Cinco Primeiras e Cinco Últimas Contrações Musculares.....	40
Tabela 3 – Porcentagem de diferença entre as áreas GWS.....	41

LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIATURAS

- % – Percentagem
- ω – Velocidade angular
- ADP** – Adenosina difosfato
- ADM** – Amplitude de Movimento
- ATC** – Ciclo do ácido tricarboxílico
- Ca²⁺** – Íon Cálcio
- Cl⁻** – Íon Cloro
- cm** – Centímetro
- CO₂** – Gás carbônico
- CP** – Fosfocreatina
- EMG** – Eletromiografia
- Eq** - Equação
- GABA** – Gama-aminotrírico-ácido
- GWS** – Global Wavelet Spectrum
- H⁺** – Íon hidrogênio
- Hz** – Hertz
- K⁺** – Íon Potássio
- Kg** – Quilograma
- mV** – Milivolt
- N.m** – Newton x metro
- Na⁺** – Íon Sódio
- ° – Graus
- °/s – Graus por segundo
- PFK** – Fosfofrutoquinase
- Pi** – Fosfato inorgânico
- RS** – Retículo sarcoplasmático
- s – Segundos
- SNC** – Sistema nervoso central
- SNP** – Sistema nervoso periférico
- STE** – Sistema de transporte de elétrons

SUMÁRIO

1 - INTRODUÇÃO.....	01
2 - REVISÃO DA LITERATURA.....	04
2.1- Idéia Geral de Movimento.....	04
2.2 - Processo Gerador dos Movimentos Voluntários.....	05
2.3 – Estrutura básica do neurônio e a condução do impulso nervoso do movimento.....	07
2.4 - Morfologia da Musculatura Esquelética e o seu papel na produção.....	09
2.5 - Fases da contração muscular.....	11
2.6 - Fatores que influenciam a performance muscular.....	13
2.6.1 - Fatores neurais.....	13
2.6.2 - Tipos de fibras musculares.....	15
2.6.3 - Demais fatores que podem influenciar a performance muscular.....	15
2.7 - Transferência de energia e processo metabólico da fadiga muscular.....	17
2.8 - Demais aspectos relacionados à fadiga muscular.....	19
2.9 – A Transformada Wavelet.....	22
3 - OBJETIVOS.....	26
4 - HIPÓTESE.....	27
5 - MATERIAIS E MÉTODOS.....	28
5.1 - Sujeitos.....	28
5.2 - Instrumento.....	28
5.3 - Procedimentos.....	28
5.3.1. - Procedimento Experimental para Análise da Fadiga.....	29
5.4. - Tratamento Matemático dos Dados.....	30
6 - RESULTADOS.....	32
7 - DISCUSSÃO.....	42
8- CONCLUSÃO.....	48
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	49
ANEXOS.....	58

1. INTRODUÇÃO

A musculatura esquelética dos humanos é capaz de gerar respostas de força e potência ao ser ativada. Estas respostas mecânicas ao serem reproduzidas repetidamente ocasionam inicialmente uma diminuição progressiva na performance, denominada fadiga muscular.

A fadiga muscular é um fenômeno cuja etiologia ainda não é completamente conhecida, mas é definida como a incapacidade de gerar ou manter a força muscular requerida como resultado de uma diminuição na performance do músculo devido a cargas associadas a atividades repetitivas ou sustentadas (MANNION, 1996).

Os mecanismos etiológicos da fadiga têm recebido atenção especial dos pesquisadores, porém, encontra-se muita dificuldade devido à natureza multifatorial e complexa da fadiga, pois envolve várias estruturas como o sistema nervoso central, o nervo periférico, a junção neuromuscular e os músculos estriados esqueléticos (FITTS, 1996), que respondem diferentemente à performance realizada.

Portanto, a fadiga muscular pode ser classificada como periférica ou central. A fadiga central é aquela que ocorre em um ou em vários níveis das estruturas nervosas que intervêm na atividade física, na qual pode provocar uma alteração na transmissão desde o sistema nervoso central ou do recrutamento de axônios. A fadiga de origem periférica ocorre em virtude da transmissão prejudicada de impulsos nervosos através da junção neuromuscular, da insuficiência de propagação de potenciais de ação musculares ou quando ocorre algum comprometimento do acoplamento excitação-contração (KAY, 2000).

Para identificar a fadiga existe uma grande variedade de instrumentos como a eletromiografia de superfície e o dinamômetro isocinético, que serão utilizados neste estudo, e possibilitam registrar os dados referentes à performance dos indivíduos, utilizando diversos tipos de protocolos.

Tem sido constatado que os protocolos que utilizam velocidades de movimento menores geram um aumento da fadiga muscular. Sugere-se que este achado deve-se ao fato

que em velocidades angulares menores ocorre um aumento da intensidade do exercício o que gera um maior número de fibras musculares recrutadas, processo este que é potencializado pelo aumento gradativo da resistência oferecida pelo dinamômetro e pelo provável aumento das ligações de actina e miosina. Conseqüentemente o estado de fadiga muscular é atingido precocemente (SPENDIFF et al, 2002).

Em sua maioria, os protocolos são destinados a mensurar o torque gerado na articulação em movimentos isocinéticos para mostrarem o efeito observado com o número de repetições, a velocidade do movimento e o tempo de intervalo entre as séries, sendo que os autores não demonstram devida importância nos seus estudos para o intervalo de tempo entre as contrações musculares, que poderiam auxiliar na recuperação da musculatura (FITTS, 1996).

Este parâmetro pode ser de certa forma, medido e controlado indiretamente por meio da dinamometria isocinética, já que esta permite a seleção da velocidade e amplitude do movimento. Dessa forma se, por exemplo, um indivíduo realiza movimentos repetitivos de flexão e extensão do cotovelo, com amplitude de 90° e velocidade de 90 °/s, o tempo de intervalo entre as sucessivas contrações dos músculos extensores e flexores será em torno de 1 segundo. No entanto, se forem realizados movimentos de extensão a uma velocidade de 90°/s e de flexão a uma velocidade de 45°/s, o tempo de intervalo entre as flexões será o mesmo, mas o tempo de intervalo entre as extensões será de 2 segundos. Assim, espera-se que quando o tempo entre uma contração e outra for maior a fadiga muscular apresentada será menor.

Foi observado que o tempo de intervalo entre as séries propostas durante a avaliação isocinética, tem uma importante relação com a fadiga muscular localizada (PINCIVERO, 1997). Teoricamente, a efetividade do processo de reposição dos substratos necessários para a manutenção do nível de atividade muscular, é dependente do tempo de repouso entre as séries e, por isso, o rendimento muscular é influenciado (ENOKA, 1995).

Deste modo, o objetivo do estudo foi investigar o efeito do tempo de intervalo entre as contrações para flexão do cotovelo na fadiga muscular localizada, através de contrações isocinéticas. Esperava-se que a fadiga muscular do grupo flexor sofreria influência não só do aumento do tempo de repouso induzido pela diminuição da velocidade extensora, mas

também de um possível fator central, uma vez que a tarefa imposta para a musculatura extensora seria mais intensa com a diminuição da velocidade do movimento de extensão.

Utilizou-se para processar os dados obtidos nesta pesquisa a Transformada de *Wavelet*. Trata-se de uma ferramenta matemática desenvolvida recentemente para o processamento de sinais, que por este motivo, vem sendo pouco utilizada em estudos na área da saúde e reabilitação.

Sugere-se que os achados do estudo possam apontar informações úteis para o aperfeiçoamento de programas que visam a reabilitação e o treinamento físico e que o uso da Transformada *Wavelet* possa se mostrar como uma opção a mais na análise de sinais de eletromiografia e dinamometria isocinética.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Idéia geral de movimento

O movimento voluntário parte de um estímulo recebido que precede a idéia e a motivação para execução da tarefa. Quando o indivíduo está motivado, a idéia é transformada em impulsos nervosos que passam por diversas regiões do encéfalo, e através da medula, excitam o motoneurônio, e por fim ativam a musculatura para produzir contração.

A maneira como o indivíduo realiza a contração muscular para produzir um movimento (delicado ou grosseiro), adaptar-se ou simplesmente manter a postura, faz parte de suas características individuais (LEHMKUHL; SMITH, 1989). Espera-se que todo sujeito livre de alterações neurológicas ou músculo-esqueléticas seja capaz de produzir uma quantidade de força muscular controlada para realizar uma tarefa que exige habilidade refinada, mas os mesmos músculos devem ser capazes de gerar força máxima em situações onde se faz necessário. Dessa forma, a musculatura esquelética juntamente com o sistema nervoso que a controla, apresenta a capacidade de perceber e suprir as necessidades colocadas sobre ela. Existem ocasiões em que a musculatura exigida deve contrair-se por períodos prolongados e em outros casos gerar força máxima por poucos segundos. Sendo assim, toda a estratégia do movimento é determinada por um controle da amplitude e velocidade do movimento, tensão muscular agonista e antagonista, bem como da intensidade e duração da tarefa (LEHMKUHL; SMITH, 1989). Todas estas variáveis são controladas pelo sistema nervoso.

Para os profissionais da saúde e reabilitação, a produção e o controle do movimento voluntário é um assunto que desperta bastante interesse, assim, torna-se importante o conhecimento do funcionamento do sistema nervoso e de alguns aspectos específicos como a morfologia da musculatura esquelética, a forma esta é ativada e controlada, as fontes de energia e os fatores que eventualmente podem interferir na produção e na performance do indivíduo na execução do movimento.

2.2 O processo gerador dos movimentos voluntários

Basicamente o sistema nervoso desempenha 3 funções básicas para gerar um movimento: (1) *excitabilidade* resultante de um estímulo proveniente de um receptor, (2) *condução*, correspondente ao sinal transmitido para o sistema nervoso central - SNC - (via aferente) ou a partir dele (via eferente) e a (3) *integração e regulação*, que são processadas pelo SNC para possibilitar o controle e a coordenação de respostas motoras apropriadas (FOSS; KETEVIAN, 2000).

A primeira das funções é a excitabilidade, que antecede a integração e o processamento do estímulo (ENOKA, 1995). Através de vários tipos de receptores o sistema nervoso obtém informações do próprio estado e sobre o meio ao seu redor (ENOKA, 2000). Eles são fundamentais na execução e controle dos movimentos, enviando um *'feedback'* constantemente ao SNC. A maior prova de sua importância, é que para ativação dos músculos para produção do movimento, estão envolvidos muito mais neurônios aferentes que os eferentes. Os receptores sensoriais convertem energia percebida do meio em potenciais de ação, que são dirigidos ao SNC para monitorar o estado do sistema músculo-esquelético. Segundo Enoka (2000) para o controle do movimento, o sistema músculo-esquelético necessita de pelo menos duas espécies de receptores sensoriais: (1) *proprioceptores*, que detectam estímulos gerados do próprio meio e (2) *exteroceptores* que detectam estímulos externos.

Dentre os proprioceptores estão os fusos musculares que informam o comprimento do músculo. Os órgãos tendinosos de Golgi (OTG) enviam sinais aferentes sobre o grau de tensão nos tendões. Na articulação, também compondo os proprioceptores estão os corpúsculos de Ruffini que indicam a posição articular estática, a ocorrência, direção e velocidade do movimento e os corpúsculos de Pacini, capazes de captar o estiramento da cápsula articular e a velocidade do movimento (receptores de aceleração) (MENESES, 1999; GUYTON; HALL, 1998; FOSS; KETEVIAN, 2000).

Dentre os exteroceptores podemos citar os ouvidos, olhos e os receptores da pele que respondem a pressão (mecanoceptores), temperatura (termoceptores) e os nociceptores que enviam estímulos dolorosos (ENOKA, 2000). Sendo assim, a todo instante, o SNC

recebe informações e cabe a ele priorizar quais são relevantes para a tarefa executada (LIMA, 2003).

Quando ocorre excitação dos receptores sensoriais, os estímulos podem ser modulados em todos os níveis do SNC para respostas musculares apropriadas, começando na medula, respostas reflexas, no tronco cerebral, com respostas mais elaboradas e finalmente o cérebro onde são controladas as respostas mais complexas (GUYTON; HALL, 1998).

A fim de realizar e controlar movimentos voluntários, os níveis superiores do SNC desempenham três funções: motivação e percepção, idealização, programação e execução (ENOKA, 2000).

A motivação e a percepção fazem parte da identificação do estímulo que permite ao sistema nervoso descobrir e definir o estímulo apresentado (SCHMIDT, 1993). A motivação e a percepção acontecem no sistema límbico, que é crucial para habilidade humana de aprender com base na experiência (ENOKA, 2000). A execução habilidosa da tarefa depende muito da motivação e percepção, que podem apresentar diferenças de indivíduo para indivíduo. Isto se deve a diferentes fatores individuais como atenção seletiva e conjunta dos sinais externos, a motivação responsável por uma maior concentração ao indivíduo, a experiência com a tarefa a ser executada, assim como o nível de desenvolvimento e maturidade do indivíduo (SINGER, 1980).

Identificado o estímulo, a percepção e a motivação, são transformadas em idéias (ENOKA, 2000). Neste estágio do processamento, o córtex associativo (lobos pré-frontal, parietal e temporal) vai selecionar a resposta, decidindo que movimento fazer levando-se em conta a percepção do estímulo e o meio ambiente ao redor.

Após a decisão de qual movimento fazer, inicia-se o estágio de programação da resposta para organizar o sistema motor para realizar o movimento desejado. Para isso o sistema, precisa recuperar e organizar um programa motor que espera-se que controlará o movimento (SCHMIDT, 1993). Logo após a programação, podem surgir impulsos nervosos conhecidos como comando central. Estes são transmitidos para centros neurais inferiores (tronco cerebral e medula espinhal) que providenciarão contrações musculares de forma

ordenada com força e em tempos apropriados para a produção do movimento de forma eficiente (SCHMIDT, 1993).

2.3 Estrutura básica do neurônio e a condução do impulso nervoso

Toda a mecânica envolvida no movimento humano é controlada por um complexo que envolve o sistema nervoso central (SNC) e periférico (SNP) (ROTHWELL, 1994; GUYTON; HALL, 1998) que representa o meio pelo qual a musculatura é ativada para a produção do movimento (ENOKA, 2000).

Embora bastante complexo, o sistema nervoso é formado por apenas dois tipos de células: o Neurônio e a Neuroglia (ou Células Gliais) (ENOKA, 2000; MACHADO, 2004). Pouco se sabe a respeito da Neuroglia, mas alguns autores sugerem que são células responsáveis pelo reparo estrutural e metabólico após lesões e suporte protetor para os neurônios (SOMJEN; VARON, 1987; SOMJEN, 1979, apud ENOKA, 2000). Já os neurônios são células altamente excitáveis que se comunicam entre si ou com células efetoras (glândulas e células musculares) usando basicamente linguagem elétrica e química (MACHADO, 2004). Sua função comum é realizada em três fases: (1) a recepção de informações, (2) uma avaliação das informações para determinar se um sinal eferente deverá ser transmitido e (3) transmissão do sinal (ENOKA, 2000).

A propagação e transmissão do sinal neural são dependentes de células nervosas denominadas neurônios (FOSS *et al.*, 1991; GUYTON ; HALL, 1998). Os neurônios são formados pelo corpo celular, dendritos, axônio e os terminais pré-sinápticos. O corpo celular é o centro de controle do neurônio e possui ramificações denominadas dendritos, que são curtos ramos neurais por onde recebem estímulos de outras terminações nervosas. Os terminais pré-sinápticos inclui o meio pelo qual os sinais de saída são transmitidos para as células efetoras (ENOKA, 2000). Os axônios são a principal unidade condutora dos sinais a outros neurônios, e na sua extremidade final existem ramificações que representam os locais de comunicação com outros neurônios. (KANDEL *et al.*, 2003; MCARDLE *et al.*, 1998; FOSS; KETEYIAN, 2000).

Para que haja a comunicação entre neurônios dando continuidade no processo de condução do impulso elétrico, torna-se necessária conexão ou sinapse entre os neurônios.

Assim, o axônio de um neurônio pré-sináptico se aproxima do corpo celular de um neurônio pós-sináptico, ficando separados por um espaço, a fenda sináptica. As informações nervosas entre uma célula e outra se dão através de neurotransmissores, localizados nas membranas dos neurônios pré-sinápticos. Quando um impulso elétrico atinge esta região, o neurotransmissor é liberado para a fenda sináptica, e pode despolarizar a membrana do terminal pós-sináptico e assim gerar um potencial de ação, ou inibir, criando o que se chama de hiperpolarização da membrana, tornando-a mais difícil de ser despolarizada. A acetilcolina é um tipo de substância excitatória que também participa na junção neuromuscular (descrita abaixo). Outros exemplos de neurotransmissores excitatórios incluem a noradrenalina, dopamina e serotonina. Entre as substâncias inibitórias encontram-se o GABA (gamma-aminobutyric-acid) e a Glicina. A excitação ou inibição é dependente do tipo de neurotransmissor liberado (KANDEL *et al.*, 2003; FOSS; KETHEYIAN, 2000; MCARDLE *et al.*, 1998; GUYTON; HALL, 1998). Assim, quando a substância transmissora excitatória atinge a membrana do terminal pós-sináptico, esta se torna mais permeável aos íons de sódio (Na^+) enquanto que quando se trata de uma substância inibitória existe uma maior permeabilidade aos íons de potássio (K^+) e de cloro (Cl^-). Quando o influxo de Na^+ atinge concentrações elevadas e o limiar é atingido, há o desencadeamento do potencial de ação ao passo que o aumento do influxo de K^+ e Cl^- fortalece o potencial de repouso da membrana, aumentando o limiar e impedindo o desencadeamento do potencial de ação (KANDEL *et al.*, 2003; FOSS; KETHEYIAN, 2000; MCARDLE *et al.*, 1998; GUYTON; HALL, 1998).

Para produzir contração muscular, os estímulos provenientes do sistema nervoso, são conduzidos por duas vias corticoespinhais (descendentes) primárias, uma situada na porção lateral e a outra na porção anterior da medula espinhal. Essas vias chamadas de motoneurônio superior fazem conexões ou sinapses com os motoneurônios inferiores, localizados na substância cinzenta da medula espinhal e estes por sua vez inervam um grupo de fibras musculares. Cada neurônio motor inerva até milhares de fibras musculares, no entanto cada fibra muscular é inervada por apenas uma “ramificação” axonal de um neurônio. O conjunto entre um neurônio motor e as fibras musculares que ele inerva é denominado unidade motora (GUYTON; HALL, 1998; WILMORE; COSTILL, 2001).

2.4 Morfologia da musculatura esquelética e o seu papel na produção do movimento voluntário

O movimento humano é produzido pela interação de forças internas e externas que agem sobre o corpo (AMADIO; DUARTE, 1996). Para a produção de forças internas, os músculos, por meio de suas estruturas, transformam energia metabólica em contração das fibras e que, agindo fora do eixo articular geram força para proporcionar os movimentos articulares (AMADIO; DUARTE, 1996). Desta forma, o conhecimento da estrutura muscular esquelética certamente ajuda a esclarecer a função do músculo na produção do movimento humano.

A maioria dos músculos esqueléticos começam e terminam por tendões. Suas fibras estão dispostas em paralelo entre estas extremidades tendinosas de modo que a força das contrações destas fibras são somadas. Cada fibra é uma só célula, multinucleada, longa, cilíndrica e é envolvida por uma membrana celular chamada sarcolema, esta membrana plasmática que recobre a célula muscular se funde com uma fibra tendinosa, essas fibras se unem em feixes para formar os tendões que se inserem no osso. As fibras são formadas por miofibrilas, cada miofibrila contém filamentos de miosina e de actina, que são as moléculas responsáveis pela contração muscular. As pontes cruzadas aparecem na lateral dos filamentos de miosina, a interação dessas pontes cruzadas com os filamentos de actina produz a contração (GANONG, 1998; GUYTON, 1998).

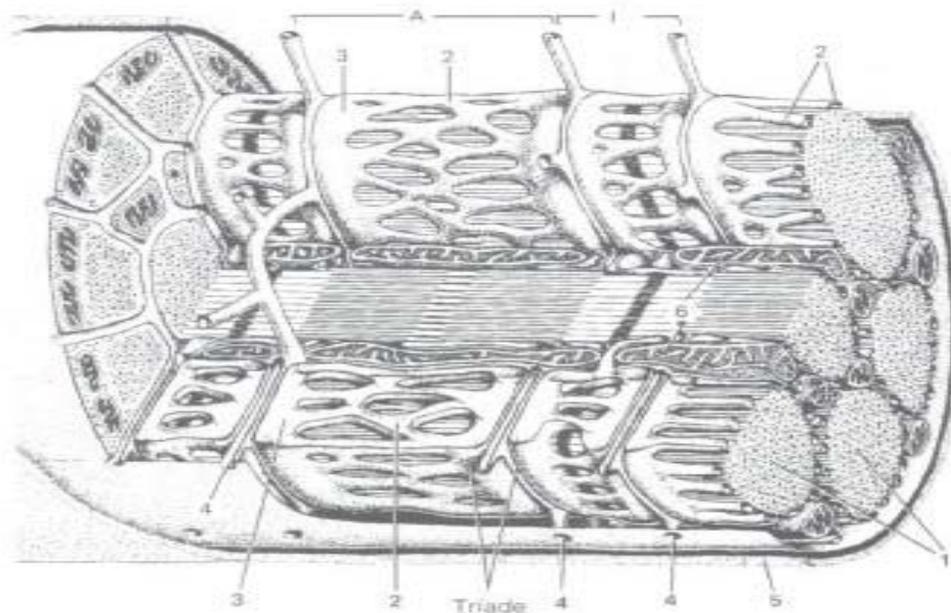


Figura 9: Músculo esquelético. Uma fibra muscular isolada, cercada por sarcolema, foi dissecada para mostrar as miofibrilas individuais (1). A face seccionada desta miofibrila mostra a disposição dos filamentos grossos e finos. O retículo sarcoplasmático (2) com suas cisternas terminais (3) circunda cada miofibrila. O sistema túbulo T (4), que se invagina a partir do sarcolema, contacta as miofibrilas por duas vezes em cada sarcômero, entre as faixas A e I. o sistema dos túbulos T e as cisternas adjacentes do retículo sarcoplasmático formam uma tríade. Uma lâmina basal (5) circunda o sarcolema. (6) mitocôndrias. (GANONG, 1998).

As fibras musculares são circundadas por estruturas que compõem o sistema sarcotubular, formado por um sistema T e pelo retículo sarcoplasmático. O sistema T é contínuo com a membrana da fibra muscular, formando uma malha que é perfurada pelas fibrilas individuais. O retículo sarcoplasmático forma uma cortina irregular em torno de cada uma das fibrilas e as cisternas terminais, que ficam em contato próximo com o sistema T junto às faixas A e I. A função do sistema T, que é contínuo do sarcolema, é de permitir a rápida transmissão do potencial de ação da membrana celular para todas as fibrilas do músculo (GANONG, 1998).

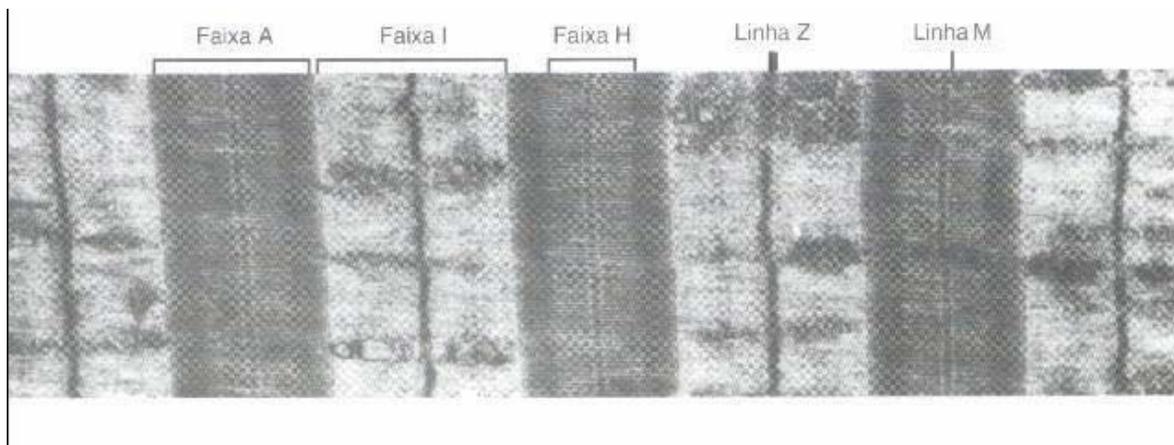


Figura 10: Micrografia eletrônica de músculo gastrocnêmio humano. As várias faixas e linhas são identificadas na parte superior. (13.500 X) (retirado de GANONG, 1998).

As estrias, características observadas nos músculos esqueléticos (Figura 10), podem ser observadas pelos diferentes índices de refração da luz das diversas partes da fibra muscular. A faixa I, clara, é dividida pela linha Z, escura, e a faixa A, escura. Esta tem a faixa H, mais clara, no meio. Uma linha M, transversa, é observada no meio da faixa H. A área entre as duas linhas Z é chamada de sarcômero. Os filamentos grossos são formados por miosina, são alinhados para formar a faixa A, os filamentos finos, que localizados na faixa I, são formados por actina, tropomiosina e troponina, menos densas que a miosina (GANONG, 1998).

2.5 Fases da contração muscular

A ligação entre motoneurônio e músculo-esquelético ocorre na chamada junção neuromuscular (LEHMKUHL L., 1989; GUYTON; HALL, 1998). Logo que chega um potencial de ação à junção neuromuscular, canais de cálcio voltagem-dependente são abertos, fazendo com que ocorra o influxo de Ca^{2+} para a terminação nervosa (GUYTON; HALL, 1998). Esse processo faz com que ocorra uma fusão das vesículas contendo o neurotransmissor acetilcolina com a membrana pré-sináptica e liberando-o na fenda sináptica (MCARDLE *et al.*, 2003). Parte deste é clivado pela enzima acetilcolinesterase, gerando colina que é reabsorvida pelo botão sináptico, e íon acetato (FARINATTI; MONTEIRO, 1992). A acetilcolina que não foi degradada e chega à membrana da fibra

muscular se liga então aos receptores colinérgicos nicotínicos, e muda a conformação da membrana, abrindo canais de sódio (Na^+) e potássio (K^+), desencadeando um potencial de ação na fibra muscular (SCHAUF *et al.*, 1993). Esse potencial de ação ocorre com a entrada de Na^+ (despolarização) para dentro da célula, e posteriormente ocorre a saída de K^+ (repolarização) (BULLOCK *et al.*, 1998). Com a despolarização da membrana da fibra muscular, o impulso elétrico percorre os túbulos t e chega até o retículo sarcoplasmático, o qual libera íons Ca^{2+} armazenados, no sarcoplasma (TORTORA, 2000; WILMORE; COSTILL, 2001). Os íons Ca^{2+} liberados ligam-se à troponina e eliminam seu poder de inibição, permitindo que as pontes cruzadas de miosina se acoplem à actina (FOX *et al.*, 1991). Nesse momento a actina ativa a enzima ATPase, que fraciona adenosina trifosfato (ATP) (ligado à cabeça da miosina) em adenosina difosfato + fosfato inorgânico (ADP + Pi), liberando energia (MCARDLE *et al.*, 2003). Essa energia é utilizada para fazer a acoplagem da cabeça de miosina com o sítio de ligação da actina (SCHAUF *et al.*, 1993; WILMORE ; COSTILL, 2001), e produzir a tração necessária para o deslizamento dos filamentos de actina sobre os de miosina, resultando no encurtamento do sarcômero (FOX *et al.*, 1991; GUYTON e HALL, 1998), que é a contração muscular propriamente dita. Nova molécula de ATP é ligada à cabeça da miosina desfazendo a ligação actina-miosina (MCARDLE *et al.*, 2003). Na quebra desse ATP, é liberada novamente energia para a acoplagem e posterior deslizamento dos filamentos de actina com a tração das cabeças de miosina, com o aumento do encurtamento do sarcômero e continuação ou manutenção da contração do músculo (MCARDLE *et al.*, 2003; WILMORE; COSTILL, 2001). Enquanto houver Ca^{2+} ligado à troponina, decorrente do impulso que chega à fibra, o processo contrátil continua, mas é cessado quando o Ca^{2+} é levado de volta para o retículo sarcoplasmático. Este processo também é dependente de gasto de energia, e é feito a partir da hidrólise de ATP (FOX *et al.*, 1991; GUYTON; HALL, 1998; SCHAUF *et al.*, 1993). Dependendo da intensidade do exercício e do tempo em que este é prolongado, há uma predominância na excitação de determinados tipos de fibras musculares. Isto é importante para determinar a capacidade do indivíduo em resistir a determinados volumes e intensidades de esforço. A disponibilidade de energia, representada pelo ATP, e dos íons

Ca^{2+} são também fatores limitantes nos processos de contração muscular (MCARDLE *et al.*, 2003).

Para exercer força contrátil em intensidade e por tempos variados, os músculos dependem de fatores neurais, mecânicos e fisiológicos. Para entender a forma como a musculatura potencializa sua função, são fundamentais a discussão e entendimento dos fatores acima mencionados.

2.6 Fatores que influenciam a performance muscular

2.6.1 Fatores neurais

A forma como o músculo é ativado pode influenciar a força contrátil por ele produzida (ROTHWELL, 1994). Os principais fatores neurais que podem potencializar a capacidade de uma musculatura exercer tensão deve-se em parte ao número de unidades motoras ativadas e a frequência de sua ativação (ENOKA, 2000).

Tem sido demonstrado que o sistema nervoso ativa determinada musculatura com recrutamento ordenado das unidades motoras e com número maior a medida que a força necessita ser incrementada (DENNY-BROWN; PENNYBACKER, 1938 apud ENOKA, 2000). Assim por exemplo, quando o bíceps braquial é solicitado a manter uma contração isométrica mantendo suspenso um halter de 5 Kg, são ativadas de forma ordenada um determinado número de unidades motoras, se o peso do halter for diminuído e a necessidade da contração isométrica persistir, espera-se que parte das unidades motoras recrutadas em primeira ordem sejam desativadas e que um número menor permaneça ativado para manutenção da contração nesta nova condição (se forem consideradas somente o fator número de unidades motoras). Além de aumentar o número de unidades motoras ativadas para potencializar a força contrátil exercida pelo músculo, uma outra estratégia seria aumentar a frequência de disparo em cada unidade motora. Tem sido comprovado que embora cada potencial de ação seja capaz de causar um abalo na unidade motora, se a frequência de ativação for aumentada, os potenciais de ação irão se somar e o abalo poderá ser maior (POPOVIC D., SINKJAER, 2000). No entanto, esta relação frequência de disparo x força contrátil não é linear e parece existir uma faixa de frequência ótima para o aumento da força contrátil em cada musculatura, dependendo do comprimento do músculo.

Assim, foi verificado que em músculos longos a faixa ótima de frequência para se atingir o pico de força contrátil está em torno de 3 a 7 Hz e para curtos de 10 a 20 Hz (RACK; WESTBURY, 1969 apud ENOKA, 2000). Esta relação parece ser verdadeira para unidades motoras de músculos isolados. De forma funcional, foi investigado como a frequência de disparo poderia afetar a força desenvolvida pelo bíceps braquial. Foi demonstrado que podem existir dois tipos de unidades motoras quanto a relação força X frequência de disparo.

As unidades motoras tônicas, respondem a um aumento de frequência inicialmente aumentando a força contrátil por ela exercida, que depois atinge um platô. As unidades fásicas, apresentaram uma relação linear, que com o aumento da frequência aumentaram progressivamente a força produzida (GYDIKOV; KOSAROV, 1974 apud ENOKA, 2000).

Além do número de unidades motoras recrutadas e a frequência de ativação, o padrão de disparo é um fator fundamental a ser considerado quando se pensa em performance muscular (ENOKA, 2000). Foi demonstrado, principalmente em situações fatigantes, que o músculo tende a diminuir a frequência em que os potenciais de ação da unidade motora são disparados (BIGLAND-RITCHIE *et al.*, 1983). Segundo Stuart (1992) o declínio na frequência não está relacionada a falha da transmissão ou propagação do potencial de ação, mas sim a uma provável adaptação neural ocorrida devido as condições musculares que estão se modificando com o processo de fadiga. Assim, foi notado que em condições onde a frequência de estimulação era diminuída, quando um músculo mantinha uma contração isométrica, a tendência na queda do torque resultante gerado foi menor quando comparada com uma frequência de estimulação constante (BINDER-MACLEOD; GUERIN, 1990 apud ENOKA, 2000).

Além dos fatores neurais, existem ainda alguns fatores que podem influenciar a força contrátil e o torque exercido pelo músculo. Entre eles os tipos de fibras musculares que compõem a musculatura, a arquitetura muscular, a relação comprimento x tensão, tensão x velocidade e o princípio da coordenação agonista-antagonista.

2.6.2 Tipos de fibras musculares

Na musculatura esquelética, os processos fisiológicos de excitação-contração-relaxamento funcionam basicamente da mesma forma, porém, a capacidade metabólica e funcional de determinada musculatura pode ser alterada de acordo com os tipos de fibras que a compõe (FOSS; KETEVIAN, 2000).

Os músculos são constituídos por diferentes tipos de fibras musculares: as fibras do tipo I (vermelhas de contração lenta), e as do tipo II (brancas de contração rápida) (FOSS; KETEVIAN, 2000). As fibras do tipo I são predominantemente aeróbias (FARINATTI; MONTEIRO, 1992), enquanto as do tipo II podem ser subdivididas de acordo com suas características: IIA são anaeróbias, podendo atuar aerobiamente, IIB tipicamente anaeróbias e IIC indiferenciadas que podem participar na reinervação ou na transformação das unidades motoras (MCARDLE *et al.*, 2003).

As fibras vermelhas possuem um grande percentual de mioglobina, de mitocôndrias, e uma maior capilarização, são mais resistentes à fadiga, sendo recrutadas predominantemente em atividades de resistência. As fibras brancas possuem maior percentual de miofibrilas e de enzimas que participam da glicólise anaeróbia e menor percentual de mioglobina, sendo fibras utilizadas essencialmente em atividades de alta potência com menor capacidade de resistência à fadiga (CHICHARRO; VAQUERO, 1995; DOUGLAS, 2002). Logo, dependendo do percentual do tipo de fibra muscular que o indivíduo possui, e do treinamento das capacidades aeróbia ou anaeróbia, este pode ter maior ou menor capacidade de resistir à fadiga muscular.

2.6.3 Demais fatores que podem influenciar a performance muscular

O grau de encurtamento ou alongamento em que um determinado músculo se encontra em relação ao seu comprimento de repouso pode influenciar a força gerada por determinado músculo (HERZOG, 1996). A capacidade de um músculo gerar tensão é maior quando este é ativado em um comprimento levemente maior que o de repouso (HERZOG, 1996; HAMILL; KNUTZEN, 1999;). Na medida em que o músculo é encurtado a capacidade de gerar tensão diminui significativamente, pois, acredita-se que parte dos filamentos de actina se encontram sobrepostos e um número menor de pontes cruzadas

podem se formar. Em situações onde o músculo é ativado alongado além do seu comprimento de repouso, o provável deslizamento da actina e miosina nestas condições, diminui os sítios de ligações na actina e a capacidade de produzir força muscular sofre significativa queda (ROTWELL, 1994). Dessa forma, a capacidade de um músculo produzir diferentes tensões se deve ao grau de sobreposição dos filamentos de actina e miosina, o que disponibiliza mais ou menos condições de ligações entre essas estruturas (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

A capacidade do músculo de gerar tensão depende também de outros fatores como a arquitetura muscular esquelética e da relação força-velocidade.

A arquitetura muscular é a forma como as fibras se arranjam em relação ao eixo gerador de força (LIEBER; FRIDÉN, 2000). De acordo com alguns autores (LIEBER; FRIDÉN, 2000; HAMILL; KNUTZEN, 1999) o músculo possui uma arquitetura longitudinal quando as fibras musculares se organizam de forma paralela ao eixo gerador de força. Quando as fibras estão dispostas com uma certa angulação em relação ao eixo, o músculo é chamado peniforme e quando as fibras apresentam angulações variadas multipenado.

O estudo da arquitetura muscular e sua função na produção do movimento levam em consideração alguns parâmetros como o tamanho do músculo, o tamanho da fibra muscular, o ângulo de penação (formado entre a disposição da fibra em relação ao eixo da força) e a área de secção transversa (AST) que podem interferir na produção de torque. Quando o músculo aumenta seu comprimento, o ângulo de penação e o de inserção do tendão diminuem e a velocidade de contração da fibra aumenta progressivamente (LIEBER; FRIDÉN, 2000). Sabe-se, também, que a força muscular é proporcional a AST, e o tamanho do músculo é proporcional à velocidade de contração.

Outro parâmetro que pode alterar a capacidade muscular em desenvolver tensão é a velocidade de contração. Tem sido constatado que, em contrações concêntricas a força muscular tensitiva aumenta progressivamente com a diminuição da velocidade. Por outro lado, em contrações excêntricas a tensão é maior em velocidades mais elevadas (PERRIN, 1993). A explicação dos achados recai também sobre a teoria dos filamentos deslizantes ou pontes cruzadas (transversas). Em contrações concêntricas rápidas, embora a frequência de

ciclagem das pontes transversas aumente na medida em que a velocidade de encurtamento aumenta, a força média exercida por cada ponte transversa diminui e é provável que possam ocorrer menos ligações de pontes transversas conforme o músculo se encurta mais rapidamente. Por outro lado, quando a velocidade é diminuída espera-se que haja tempo para um número maior de pontes transversas se ligarem, o que aumenta a força muscular (HERZOG, 1996).

Todos esses fatores certamente influenciam de maneira significativa a performance muscular. No entanto, de modo funcional, além da musculatura agonista, outros músculos participam na produção do movimento. Estes músculos são ditos antagonistas e sinergistas. Dessa forma o torque resultante numa determinada articulação depende do padrão de ativação e co-ativação de todo o complexo muscular. Achados demonstram que na realização de movimentos simples, a ativação dos grupos musculares envolvidos possui um padrão trifásico – ativação da musculatura agonista, ativação da musculatura antagonista para frear e estabilizar o movimento e por último nova ativação da musculatura agonista (GOTTLIEB, 1989). Sabendo-se deste padrão de ativação, ocasionalmente se a musculatura antagonista é ativada em momento inoportuno durante a realização do movimento ela irá interferir nas características do movimento, pois, gera um torque no sentido contrário à ação agonista. Assim, análises cinéticas e cinemáticas devem levar em conta o torque resultante na articulação.

2.7 Transferência de energia e processo metabólico da fadiga muscular

A fadiga muscular é um processo que ocorre em indivíduos treinados, ativos ou sedentários. Obviamente, os níveis de fadiga muscular atingidos são diferentes na medida em que os organismos possuem níveis de aptidão física e experimentam certas condições distintas de esforço (ENOKA, 2000). Porém partindo-se do princípio fisiológico de que nossa organização biológica é semelhante, algumas respostas metabólicas vão seguir um mesmo padrão, estando em repouso ou realizando alguma atividade física.

Assim, por exemplo, para o organismo realizar uma atividade qualquer, ou mesmo manter-se vivo, deve ter energia suficiente para produzir contrações musculares contínuas ou intermitentes e providenciar postura e movimento articular. Toda energia utilizada pelas

células musculares vem da degradação do ATP (adenosina trifosfato), que quando degradado em ADP, libera Pi, e esta “quebra” libera energia que é utilizada em todo trabalho celular onde for necessária (ALBERTS *et al.*, 2002; FOX, 1984; LEFF; SCHUMACKER, 1996; MCARDLE *et al.*, 2003; WILMORE; COSTILL, 2001), incluindo várias etapas da contração muscular. Além do ATP, a creatinafosfato (CP) é um composto químico com uma ligação fosfato, rica em energia (GOLDBERG, 1997; MCARDLE *et al.*, 2003; WILMORE; COSTILL, 2001). A CP pode decompor-se e liberar Pi que deverá ser utilizado na ressíntese de ATP (FOX, 1984; WILMORE; COSTILL, 2001), para repor rapidamente o que está sendo utilizado e manter o trabalho muscular por mais tempo.

O ATP mais a CP celular que estão armazenados no músculo esquelético são denominados como o sistema do fosfagênio de alta energia. Em conjunto, eles predominam no fornecimento de energia para a potência muscular rápida entre 8 e 10 segundos, podendo chegar à 15 s, nas atividades que requerem especialmente capacidade de explosão muscular, e esse processo é denominado de metabolismo anaeróbio alático (FARINATTI; MONTEIRO, 1992; GUYTON; HALL, 1998; MCARDLE *et al.*, 2003; WILMORE; COSTILL, 2001), onde não há a necessidade da utilização de oxigênio para a produção de energia (anaeróbio), e a concentração de ácido láctico não se eleva de maneira significativa, como quando observado na predominância do metabolismo anaeróbio láctico, onde é verificado aumento exponencial na concentração de lactato sangüíneo (MCARDLE *et al.*, 2003), especialmente em atividades intensas entre 1 e 3 min de duração (FOX, 1984; LEHNINGER *et al.*, 2000). Os primeiros estágios de exercícios que culminam em altas concentrações de lactato sangüíneo se iniciam pelos processos do metabolismo anaeróbio, onde cada molécula de glicose é convertida em duas moléculas de ácido pirúvico, que pode ser convertido em Acetil-Coa para entrar no Ciclo de Krebs e produzir ATP na mitocôndria (metabolismo oxidativo) (ALBERTS *et al.*, 2002; GUYTON; HALL, 1998; LEITE, 2000). Porém, na falta de oxigênio suficiente para que ocorra o processo oxidativo do metabolismo da glicose, a maior parte do ácido pirúvico é hidrogenado e converte-se em ácido láctico, a partir da combinação de íons hidrogênio (H^+) ao ácido pirúvico (TORTORA, 2000; WILMORE; COSTILL, 2001). O ácido láctico se difunde, então, das

células musculares para o líquido intersticial e o sangue (BULLOCK *et al.*, 1998; GUYTON; HALL, 1998; LEHNINGER *et al.*, 2000).

O lactato sanguíneo é dissociado a partir do ácido láctico, com liberação de íons hidrogênio (FARINATTI; MONTEIRO, 1992), mas sua concentração no sangue e no músculo não representa apenas a produção de ácido láctico, mas depende do balanço entre sua liberação na corrente sanguínea e sua remoção (DENADAI, 1997).

2.8 Demais aspectos relacionados à fadiga muscular

É de bastante importância para os profissionais da área de reabilitação e treinamento físico o entendimento do processo da fadiga muscular. Tem-se comprovado que a fadiga muscular possui um fator determinante na *performance* esportiva e que, além disso, pode ser responsável por diversas lesões músculo-esqueléticas (KAWABATA *et al.*, 2000), por alterar a propriocepção e o controle neuromuscular (ROZZI *et al.*, 2000).

Embora existam vários estudos envolvendo a fadiga muscular, não se conhece o real mecanismo etiológico que leva a uma queda da performance muscular em situações fatigantes. Isso é devido à natureza multifatorial e à complexidade que envolve a fadiga muscular (MCARDLE *et al.*, 1998). Ainda que exista um consenso a respeito do conceito de fadiga muscular como sendo uma falência na capacidade do músculo em manter ou gerar contração apropriada, tal definição não é totalmente aceita, pois parece considerar apenas um fator extrínseco não mencionando a possível deterioração de um ou vários aspectos na excitação-contração-relaxamento muscular. Assim, alguns autores acreditam que a queda na força esperada ou requerida, pode ser devido a uma hipoglicemia, presença de substâncias tóxicas e alterações na captação de aminoácidos para síntese de neurotransmissores ou mesmo devido a uma diminuição do neurotransmissor (acetilcolina) ou uma falha na propagação do potencial de ação pela atuação da acetilcolina sobre a membrana pós-sináptica (FITTS, 1996; SANTOS *et al.*, 2003).

A fadiga muscular possui outras definições que podem variar de acordo com o ponto de vista de quem a estuda ou convive com ela. O campo da medicina a descreve como uma debilitante consequência de diversas doenças sistêmicas ou déficits nutricionais (HAGBERG, 1981). Os neurofisiologistas a definem como uma redução de comandos

eferentes que resultam em declínio da força ou tensão como parte de um processo controlado pelo SNC (GANDEVIA, 2001).

Atualmente sabe-se que os processos relacionados ao desempenho humano partem do sistema límbico até as pontes cruzadas, dessa forma, a falha em qualquer um ou mais destes processos pode gerar a fadiga muscular. Nesta situação, fadiga não é resultado do comprometimento de um processo isolado e sim que os mecanismos responsáveis pela fadiga variam de uma condição à outra sendo, portanto, dependente da tarefa executada (ENOKA, 2000). Outro fator importante a ser considerado quando se pretende discutir fadiga muscular, é que o processo pode ser didaticamente dividido em componentes central e periférico. Assim, a fadiga muscular pode ser um resultado de alterações nos comandos encefálicos (supraespinal), no recrutamento muscular e na condução de impulsos nos motoneurônios alfa ainda no SNC, associados a processos que ocorrem na junção neuromuscular, tais como na ativação da membrana, propagação do impulso pelos túbulos T, que levam a liberação de Cálcio e finalmente a ativação dos elementos contráteis envolvidos na geração de força e potência (WESTERBLAD; ALLEN, 2002; ENOKA, 1995).

Estudos utilizando estímulos elétricos artificiais em músculos, indicaram que a fadiga muscular resultante de cargas submáximas prolongadas é principalmente de origem periférica (BIGLAND-RITCHIE *et al*, 1986), já a fadiga muscular de origem central, é de difícil quantificação objetiva (WESTERBLAD; ALLEN, 2002).

Basicamente, o processo da fadiga muscular tem início com uma precipitada queda na capacidade da musculatura em desenvolver tensão, que tende a gerar queda da força desenvolvida. Tal evento vem acompanhado mais lentamente de um retardamento do relaxamento muscular e uma redução da velocidade de encurtamento na musculatura exigida. O fenômeno da fadiga muscular é reversível com o tempo. Durante o período de repouso após a fadiga muscular, ocorre uma rápida recuperação das fibras que depois torna-se mais lenta e pode levar uma hora ou até mais tempo para retornar ao estado de pré-fadiga (FITTS, 1996).

Com o objetivo de responder algumas questões em relação ao tempo de recuperação do músculo após a fadiga muscular, Parcell *et al.* (2002) investigaram o mínimo tempo

necessário para recuperação da força durante um teste de dinamometria isocinética. Neste estudo, os voluntários realizaram 4 contrações máximas de extensão do joelho nas velocidades de 60, 120, 180, 240 e 300°/s e com diferentes tempos de intervalos entre as velocidades (15, 60, 180 ou 300 s) em 4 dias diferentes. Concluíram que, o tempo de intervalo entre as séries nesta condição experimental, necessitou ser maior ou igual a 60 s para que o período de recuperação não influenciasse de maneira significativa os torques obtidos.

Pincivero *et al* (1999) observaram que o pico de torque, o trabalho total e a potência média, sofreram maior queda entre as séries (4 tentativas de 20 repetições, com velocidade fixada a 180 °/s) quando o repouso foi menor (40 s) quando comparado com um tempo de recuperação de 160 s. Concluíram assim que o torque gerado nesta condição experimental é uma função do intervalo de repouso induzido entre as séries. O esclarecimento da relação do tempo de intervalo após exercícios extenuantes a performance muscular, certamente pode trazer conhecimentos científicos essenciais para implementação de programas de treinamento e reabilitação física. Pincivero *et al.* (1997) demonstraram a importância em considerar o tempo de intervalo em um programa de treinamento de força por meio de dinamometria isocinética. Observaram para isto, o efeito do intervalo entre as séries no torque gerado em contrações isocinéticas concêntricas. Pode ser demonstrado que o treinamento realizado com intervalos de tempo de 160 s entre as séries foi mais eficaz quando comparado com um intervalo de tempo de 40 s.

A literatura tem demonstrado certa eficácia em estudar fadiga por meio da queda na força produzida em determinada articulação (torque resultante gerado). A maioria das investigações destinadas a entender o processo da fadiga muscular, tem dado grande atenção à musculatura agonista. No entanto, o movimento humano apresenta um certo nível de complexidade que exige também o entendimento mais amplo de outras estruturas envolvidas. Assim por exemplo, é fundamental no estudo do movimento, considerar a ação da musculatura antagonista. Sabe-se que em contrações concêntricas, principalmente as de altas velocidades, o movimento realizado está associado a níveis diferentes de atividade da musculatura antagonista, que atua excentricamente com o objetivo de estabilizar articulação e frear o movimento (GOTTLIEB, 1989). Neste caso, quando se estuda a fadiga de um

determinado músculo agonista é preciso saber também como se comporta a musculatura antagonista, principalmente em movimentos sucessivos, pois sabe-se que a fadiga é um processo que pode estar associada também a um fator de origem central e sendo assim, teoricamente, a fadiga de uma determinada musculatura antagonista poderia influenciar o desempenho da musculatura agonista ou vice versa.

Nestes experimentos, de modo geral, existe uma tendência em se dar uma maior atenção para a investigação da musculatura agonista e pouco se sabe da influência da musculatura antagonista no processo. Durante contrações isométricas Psek e Cafarelli (1993) observaram que na medida em que a musculatura vai fadigando, existe um aumento da coativação da musculatura antagonista, e concluíram que este é um fator que pode contribuir para a queda no torque produzido pela musculatura agonista. No entanto, Kellis (1998) observou que em contrações isocinéticas concêntricas com velocidade pré-determinada de 120°/s para a flexão e extensão do joelho, a coativação do bíceps femural, tende a permanecer constante ao longo de 28 repetições consecutivas, demonstrando que a fadiga, neste protocolo, não influenciou a atividade da musculatura antagonista. Nota-se claramente que embora os estudos apresentem diferentes protocolos em contrações musculares distintas, existe uma divergência quanto à influência da fadiga apresentada pela musculatura antagonista sobre a agonista.

3. A Transformada Wavelet

Wavelets são funções que satisfazem a certos requisitos matemáticos e são usadas na representação de dados ou de outras funções. Esta idéia tem sua origem no trabalho de Joseph Fourier que, no século XIX, descobriu que poderia utilizar senos e cossenos para representar outras funções (SILVA, 2000). Na história da matemática, a análise baseada em *wavelet* mostra diferentes origens, onde muitos dos trabalhos foram realizados por volta de 1930. Antes de 1930, Joseph Fourier (1807) iniciou o estudo de *wavelets* com suas teorias de análise de frequência, afirmando que qualquer função $f(x)$ de período 2π pode ser representada por uma soma de senos e cossenos conhecida também como Série de Fourier, equação (1).

$$f(x) = a_0 + \sum_{k=1}^{\infty} (a_k \cos(kx) + b_k \text{sen}(kx)), \quad (1)$$

onde os termos a_0 , a_k e b_k são:

$$a_0 = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} f(x) dx, \quad (2)$$

$$a_k = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} f(x) \cos(kx) dx, \quad (3)$$

$$b_k = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} f(x) \text{sen}(kx) dx, \quad (4)$$

Essa proposta tinha, fundamentalmente, o objetivo de transformar uma função não periódica em uma função periódica preservando suas características. Ela é a base da construção da Transformada de Fourier que é largamente usada em técnicas de processamento de sinais. No final da década de 70 a Transformada *Wavelet* passou a ter uma identidade própria. Nessa ocasião, o francês Jean Morlet, propôs uma modificação na Transformada de Fourier, para melhor tratar sinais geofísicos. Por falta de embasamento matemático, Morlet encontrou muitos opositores. Alguns anos depois, as *Wavelets* de Morlet atraíram a atenção do matemático Yves Meyer, que ajudou a enriquecer e amadurecer a nova teoria, encontrando paralelos surpreendentes com diversos outros campos da matemática, antes estudados separadamente. Em seguida, Stéphane Mallat, um estudante de processamento de imagens, desenvolveu um algoritmo para calcular a Transformada de *Wavelet* de forma computacionalmente eficiente, abrindo então as portas à comunidade de processamento de sinais (TORRENCE & COMPO, 1998). Como se vê, desde seu início, a teoria de *Wavelets* se mostrou interdisciplinar, o que em parte explica a

grande popularidade adquirida nos últimos anos e a opinião de alguns autores (BARBAR et al., 2004) que a reputam como o “evento matemático de maior relevância na década de 80”.

Existem várias famílias de wavelets, alguns exemplos são: Harr, Daubechies, Coiflets, Biortogonal, Symlets, Morlet, Meyer e Chapéu Mexicano. As famílias de wavelets são geradas a partir de uma wavelet mãe, que é comprimida N vezes gerando as N ondas que compõe esta família. Para realizar a transformada wavelet normalmente usam-se famílias de wavelets que definem bases ortogonais, pois desta forma é possível realizar a transformada inversa.

As wavelets definidas pela função de Haar são as mais simples e antigas. A wavelet de Morlet é chamada também de gaussiana. modulada. O chapéu mexicano é obtido através da segunda derivada da densidade gaussiana (SILVA, 2000).

Com a decomposição de um sinal utilizando a transformada wavelet é possível realizar uma análise multiresolução deste sinal, ou seja, analisando cada componente terminal da decomposição pode-se observar as características no domínio do tempo, de cada faixa de frequência contidas no sinal. Pelo fato da transformada wavelet ser realizada por um banco de filtros, a seletividade das componentes frequências de um sinal em cada coeficiente é determinada pela ordem da wavelet utilizada (TORRENCE & COMPO, 1998).

Uma das vantagens básicas no uso de *Wavelets* é que um evento pode ser simultaneamente descrito, tanto no domínio da frequência quanto no domínio do tempo, diferentemente da Transformada de Fourier onde um evento é descrito somente no domínio da frequência ou no domínio do tempo (ASHKENAZY, 2002). Esta diferença permite uma análise em multiresolução dos dados de diferentes maneiras, em diferentes escalas. Uma extensa classe de sinais biológicos pode ser analisada por este método, tal como o ECG, EMG.

São muito poucos ainda os estudos envolvendo a Transformada Wavelet na eletromiografia. Em um destes Karlson *et al* (2000) compararam diferentes métodos de análise de sinais não estacionários e concluiu que a transformada Wavelet apresenta maior precisão e exatidão do que os demais métodos como a Transformada de Fourier. Afirma ainda que a Transformada Wavelet permite uma análise mais detalhada e melhor resolução

nos parâmetros da EMG. Um dos resultados obtidos através da Transformada Wavelet é o gráfico da média espectral das frequências, conhecido como Espectro de Ondelela Global ou *Global Wavelet Spectrum* (GWS). Esse sinal é gerado através do cálculo da somatória das frequências existentes no período considerado pela Transformada e posterior normalização destes valores (TORRENCE et al., 1998). Tal procedimento está ilustrado na equação abaixo:

$$M(a) = \int |w(a, t)|^2 dt \quad (5)$$

3. OBJETIVOS

Verificar a influência de diferentes tempos de intervalo entre as contrações musculares para flexão e extensão do cotovelo sobre a fadiga dos músculos envolvidos.

Estabelecer a influência do esforço realizado pela musculatura antagonista na fadiga apresentada pela musculatura agonista associando a um possível fator de origem central.

Reconhecer e aplicar os recursos provenientes da Transformada Wavelet e validá-la como mecanismo eficaz no processamento e análise de sinais eletromiográficos e de dinamometria isocinética.

4. HIPÓTESE

Indiretamente pode-se aumentar os tempos de intervalo entre as contrações musculares do grupo agonista através da diminuição da velocidade angular na contração da musculatura antagonista, porém, nesta musculatura ocorrerá um significativo aumento na intensidade do exercício, o que através de um fator de origem central pode acelerar o aparecimento da fadiga muscular.

5. MATERIAL E MÉTODOS

5.1 Sujeitos

Foram analisados 10 sujeitos não-atletas do sexo masculino, destros, com idade média de 24 ± 5 anos, altura 177 ± 6 cm e peso 73 ± 7 Kg. Estes indivíduos não possuíam qualquer disfunção do sistema músculo-esquelético e estavam, portanto, aptos à realização do protocolo proposto. Cada sujeito recebeu e assinou um termo de consentimento livre e esclarecido que foi encaminhado ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade do Vale do Paraíba (ANEXO A), tomando desta forma total esclarecimento dos procedimentos a serem realizados e declarando estar participando do estudo como voluntário. Estes indivíduos foram submetidos a uma anamnese ortopédica contendo dados pessoais e clínicos relativos à sua situação (ANEXO B).

5.2 Instrumentos

Para coleta dos dados referentes aos torques produzidos pelos músculos flexores e extensores do cotovelo, foi utilizado um Dinamômetro Isocinético Computadorizado - modelo Biodex Multi-Joint System 3 (BIODEX MEDICAL SYSTEM Inc.) acoplado a um computador, com software específico, que permite visualização, aquisição e registro dos dados com frequência de aquisição de 100 Hz e para captar a atividade elétrica do músculo foi utilizado um eletromiógrafo de superfície EMGSystem 8 canais, 32 bits.

5.3 Procedimentos

O estudo foi desenvolvido no Laboratório de Biodinâmica da Faculdade de Ciências da Saúde juntamente com o Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba.

O procedimento inicial consistiu de apresentação dos aparelhos e esclarecimentos básicos a todos os voluntários, sobre o funcionamento e função do equipamento utilizado no estudo.

5.3.1 Procedimento experimental para análise da fadiga (decaimento do torque)

Cada voluntário foi submetido a 4 (quatro) testes no dinamômetro isocinético. O protocolo foi constituído de 30 repetições, produzidas em modo isocinético concêntrico para flexão e extensão do cotovelo unilateralmente (apenas o membro superior direito), com velocidade de flexão fixada à 120°/s. A velocidade de extensão variou randomicamente em 30, 90, 150°/s, totalizando desta forma, 3 (três) testes. O primeiro teste realizado para cada sujeito foi padronizado e realizado em velocidades de flexão de 120°/s e extensão de 90°/s, serviu como uma adaptação ao aparelho sendo portanto, descartado. A amplitude de movimento utilizada em todos os protocolos foi de 70° para extensão do cotovelo, adotando como 0° a posição em que a linha média longitudinal do braço de alavanca do dinamômetro permaneceu paralelamente ao solo. O ângulo de flexão de quadril foi fixado em 90°. O antebraço dos voluntários, em todas as tentativas, permaneceu em posição neutra de prono-supinação, enquanto a articulação do ombro foi mantida em aproximadamente 45° de flexão, 90° de rotação externa e 45° de abdução. O repouso entre os testes foi de 144 horas (uma semana). Todos as tentativas foram precedidas de aquecimento de flexão e extensão do cotovelo com halter de 2,0 Kg por 20 repetições cada movimento. Após o aquecimento todos os indivíduos realizaram alongamentos específicos por 30 segundos dos grupos musculares avaliados. Foram então posicionados sentados, fixados ao dinamômetro por meio de faixas na região do tronco e tiveram o membro superior direito acoplado a um acessório que permite a avaliação do movimento de flexão e extensão do cotovelo.

Antes das coletas os voluntários realizaram de três a cinco repetições submáximas para reconhecimento do tipo de exercício a ser realizado. Durante os testes os sujeitos receberam um incentivo verbal (encorajamento) para a realização de máximo esforço.

Os sinais eletromiográficos foram obtidos da porção curta do músculo Bíceps Braquial e lateral do Tríceps Braquial na frequência de amostragem de 1000 Hz. Os eletrodos foram posicionados da seguinte forma: no sentido das fibras musculares do Bíceps Braquial e Tríceps Braquial a entre o ponto motor e a inserção muscular. Para evitar possíveis interferências no sinal, realizou-se tricotomia e assepsia da pele com álcool no local determinado sobre os músculos a serem analisados. Foram utilizados eletrodos ativos

de barras paralelas de prata de 1mm de largura, com distância de 1 cm entre estas, diretamente acoplados a um pré-amplificador diferencial bipolar de ganho 20 vezes, filtro de passa alta de 20 Hz e passa baixa de 500Hz. O eletrodo de referência foi posicionado na região distal do antebraço do membro superior contra-lateral. Utilizou-se software específico (Aqdados) para a aquisição e posterior análise dos sinais.

Os dados obtidos para cada indivíduo, dos parâmetros relacionados à dinamometria isocinética e eletromiografia, produzidos pelos músculos flexores e extensores do cotovelo foram exportados para serem analisados usando o software MATLAB da MathWorks.

5.4 Tratamento matemático dos dados

Os intervalos de tempo entre as contrações foram obtidos por meio de marcações do início e final de cada movimento. Para efeito de comparação, foi calculado o intervalo de tempo teórico dado por:

$$\Delta t = \frac{\Delta \Theta}{\omega} \quad (6)$$

onde $\Delta \Theta = 70^\circ$ e a velocidade angular (ω) selecionada em $^\circ/s$.

A diferença entre o tempo teórico e o obtido da série temporal foi calculada por meio do erro relativo.

Para realizar o tratamento matemático dos dados, foi utilizada a Transformada Contínua de Wavelet, utilizando-se a função *Morlet*.

A fadiga do grupo muscular flexor do cotovelo foi estimada pelo valor da relação entre as áreas finais e iniciais sob a curva, obtida nos gráficos GWS (*Global Wavelet*

Spectrum), aplicados nas cinco últimas e cinco primeiras repetições realizadas ao longo das trinta contrações musculares. Considerando o número de voluntários e de tentativas, foram obtidos sessenta valores de área para o grupo muscular avaliado.

6. RESULTADOS

Embora o exercício isocinético seja considerado de alto nível de esforço, todos os voluntários foram capazes de realizar as tarefas propostas.

A variação da velocidade isocinética extensora, além de produzir diferentes intervalos de repouso entre as sucessivas contrações do grupo muscular flexor, induziu uma diferença considerável no tempo total do esforço. Sendo assim quando a velocidade do movimento de extensão foi de 30 °/s o tempo total do esforço foi em média $102,4 \text{ s} \pm 3,1 \text{ s}$, na velocidade intermediária de 90 °/s de $52,2 \text{ s} \pm 3,8 \text{ s}$, enquanto que a velocidade de 150 °/s gerou um tempo de esforço reduzido em relação aos demais apresentando-se em média $43,6 \text{ s} \pm 1,8 \text{ s}$.

A Tabela 1 apresenta para as diferentes velocidades do movimento de extensão o intervalo de tempo (repouso) entre as contrações do grupo muscular flexor, obtido da série temporal do torque e o tempo de intervalo estimado.

Tabela 1: Intervalo de tempo (repouso) entre cada contração do grupo muscular flexor obtido por meio das diferentes velocidades extensoras. O erro relativo indica a porcentagem que diferencia o tempo obtido do tempo estimado.

Velocidade	Média dos Intervalos de Tempo (s)	Desvio Padrão	Tempo de Intervalo Teórico (s)	% Erro
30/120 °/s	2,59	0,0932	2,34	9,6%
90/120 °/s	1,01	0,0207	0,78	22,7%
150/120 °/s	0,68	0,0187	0,47	30,8%

Este comportamento dos diferentes intervalos de tempo de repouso para as diferentes velocidades de extensão do cotovelo também pode ser observado na figura 3 através do gráfico GWS correspondente ao período médio das contrações musculares referentes à cada série realizada pelos voluntários, onde o tempo compreendido entre 0 e o

início da contração muscular corresponde ao intervalo de tempo entre as contrações musculares. Note que os intervalos de tempo observados nos gráficos da figura 3 e que diminuem à medida que ocorre aumento da velocidade angular utilizada na extensão do cotovelo conforme apresentado na Tabela 1.

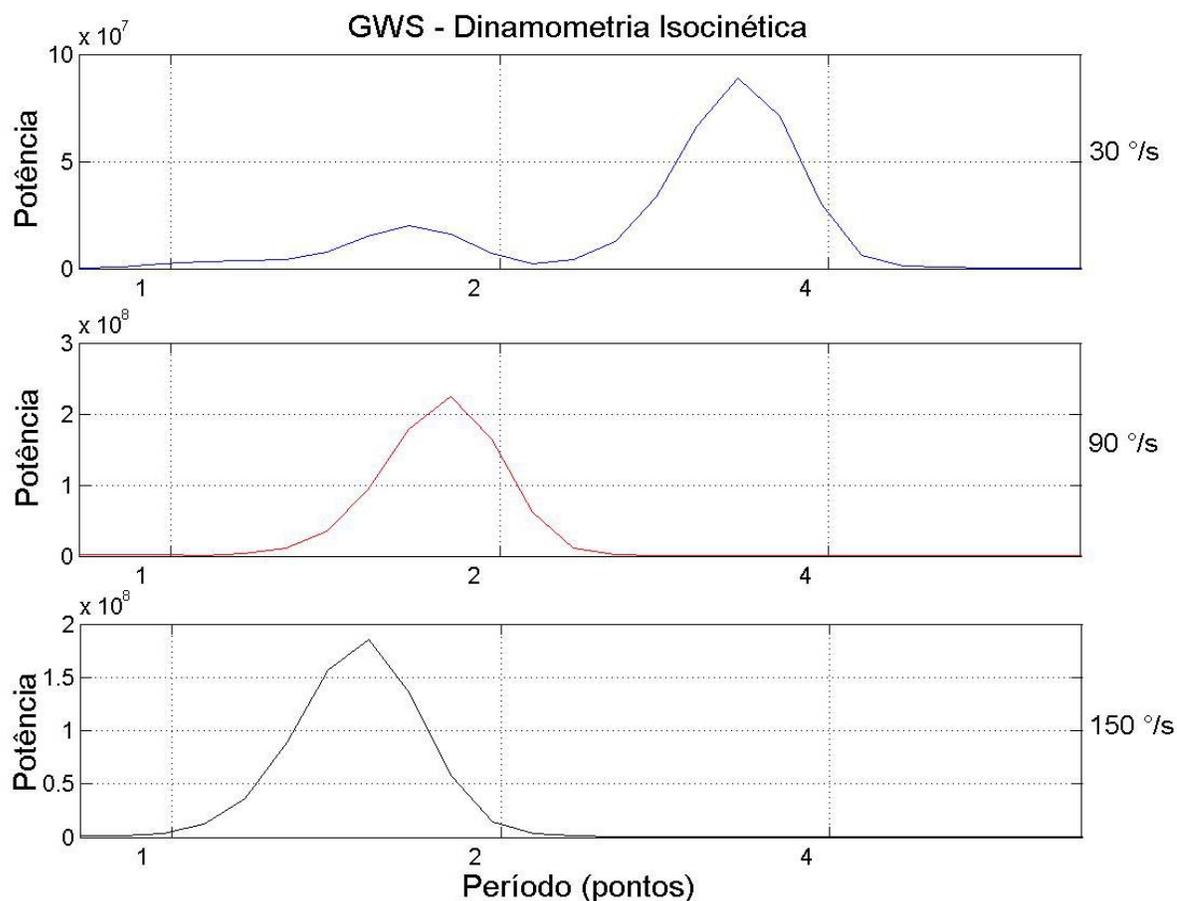


Figura 3: Representação GWS médio dos períodos de intervalo e contração do bíceps braquial.

A variação da velocidade isocinética do movimento de extensão e manter fixa a de flexão gerou um comportamento distinto no torque gerado pelos grupos musculares envolvidos na tarefa. Pode ser observado na figura 4 que o torque gerado pelo grupo muscular extensor, sofreu maior queda em velocidades mais lentas do movimento de extensão quando comparadas com as elevadas, não sofrendo influência do intervalo de repouso entre as contrações já que esse foi praticamente constante em virtude da velocidade de flexão em todas as tentativas, ter sido limitada a 120 °/s. Por outro lado, o torque

muscular flexor apresentou maior queda quando a velocidade do movimento de extensão foi aumentada.

Observa-se na figura 4 a curva do torque em função do tempo, para um voluntário nas três tentativas distintas, com diferentes velocidades para o movimento de extensão (30, 90 e 150 °/s). Nota-se que todos os protocolos foram suficientes para gerar queda do torque, indicando fadiga, ao longo das 30 repetições realizadas pelos grupos musculares flexor e extensor do cotovelo. Este resultado foi observado para todos os voluntários avaliados. Atente ainda nesta figura que existe uma tendência de a fadiga da musculatura flexora ser maior quando o tempo de repouso entre os sucessivos movimentos de flexão diminui, em função do aumento da velocidade de extensão nas diferentes tentativas.

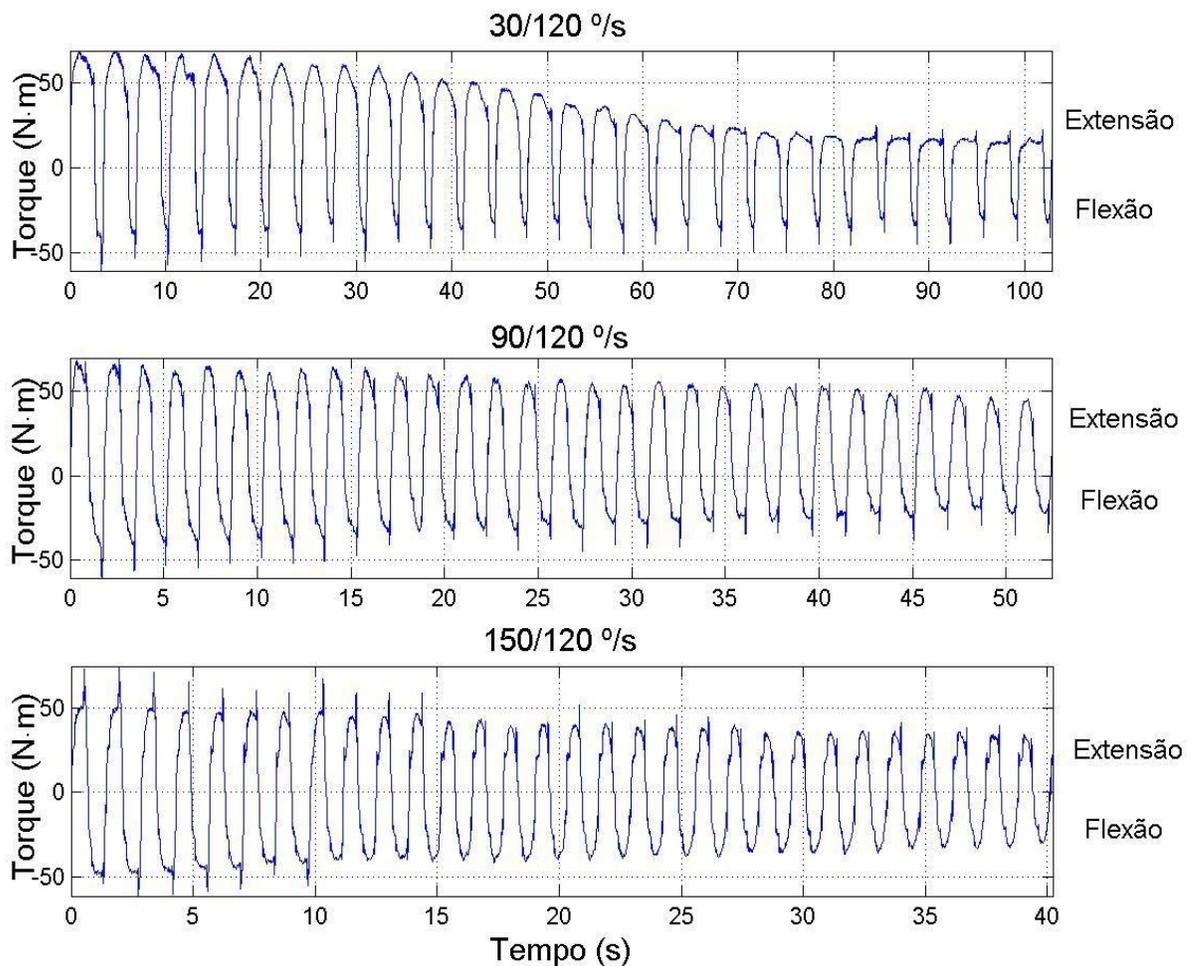


Figura 4: Série temporal dos valores de torque muscular flexor e extensor do cotovelo dos três testes realizados por um voluntário.

Embora a queda do torque seja um indicativo da existência de fadiga, isoladamente esta variável não indica a quantidade total de esforço realizado em situações onde o tempo é a variável dependente.

Para isso temos a representação gráfica na figura 5 obtida com a Transformada *Wavelet* do sinal eletromiográfico do músculo Bíceps Braquial e na figura 6 a representação para o músculo Tríceps Braquial de um voluntário nos três testes realizados. Observe que com a progressão das repetições em cada série ocorre aumento na amplitude (duração) do sinal e na intensidade do mesmo (através variação das cores conforme a escala abaixo), indicando o aparecimento da fadiga muscular.

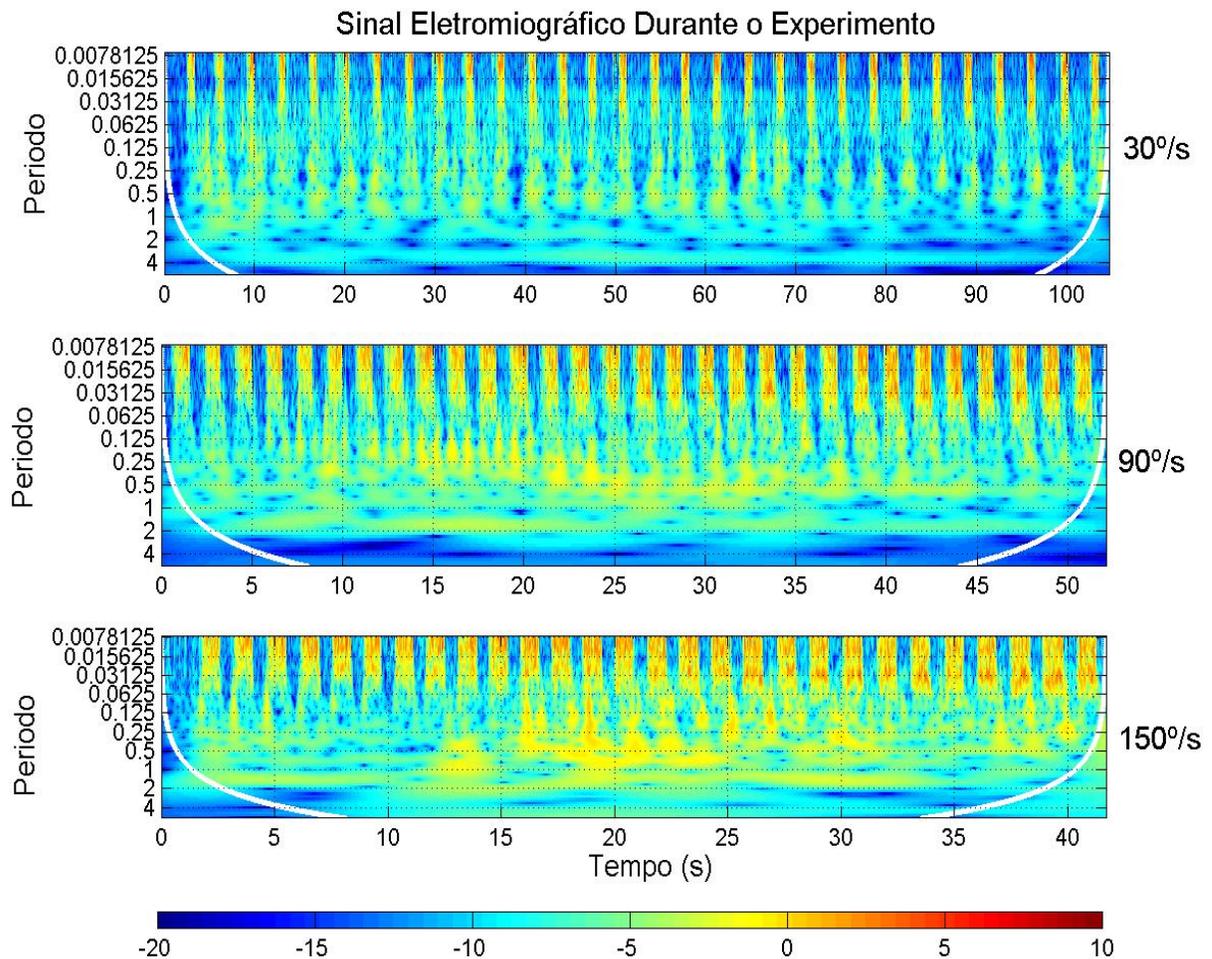


Figura 5: Representação da atividade eletromiográfica do músculo Bíceps Braquial nos ensaios realizados com um voluntário com as três velocidades angulares de extensão utilizadas no estudo apresentados através da Transformada Wavelet.

Em relação ao gráfico acima podemos observar que, com o aumento da velocidade angular utilizada na extensão do cotovelo, ou seja, menores intervalos de tempo de repouso entre as contrações, a intensidade do sinal apresenta-se progressivamente maior, fato este que sugere maior fadiga. Já na figura seguinte, relativa ao sinal eletromiográfico do Tríceps Braquial, observe que ocorre o comportamento inverso, mesmo os tempos de intervalo de repouso para esta musculatura sendo os mesmos, pois, ocorre mudança na intensidade da tarefa, que, na medida em que a velocidade angular é aumentada, menor é a resistência oferecida pelo dinamômetro, tal como o torque resultante produzido pela musculatura extensora.

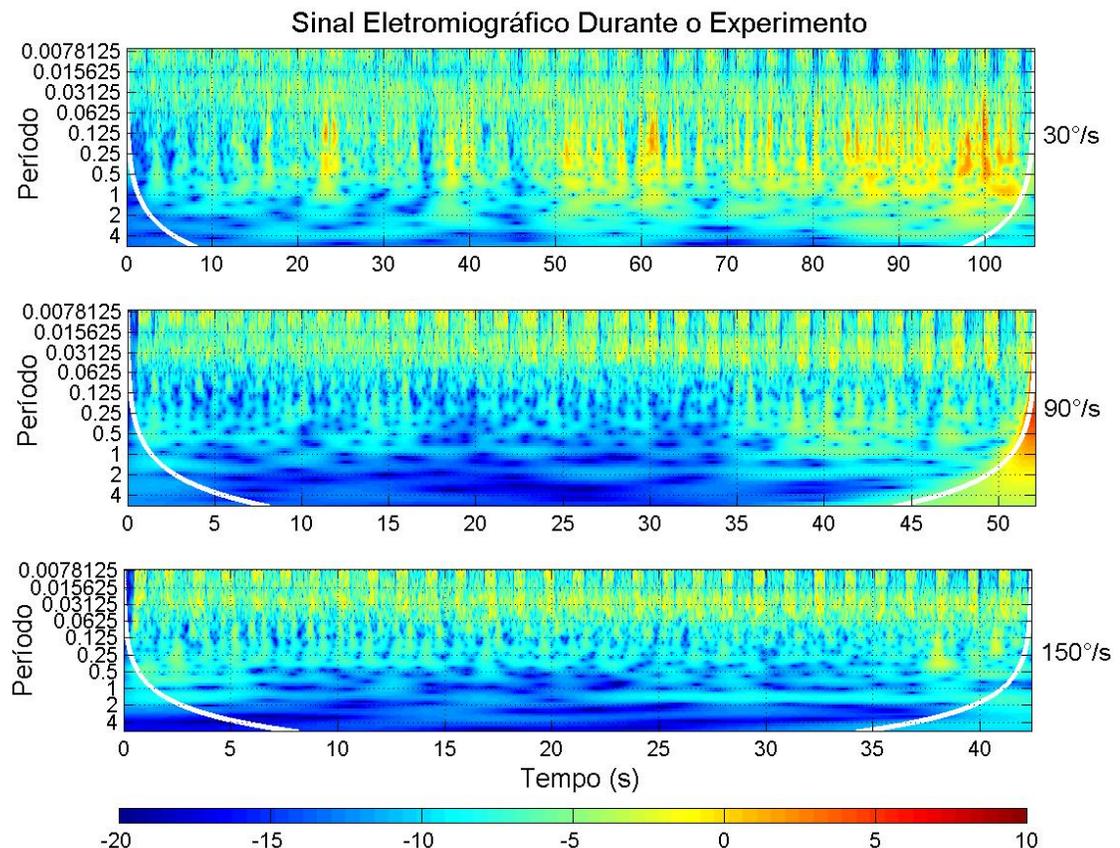


Figura 6: Representação da atividade eletromiográfica do músculo Tríceps Braquial nos ensaios realizados com um voluntário com as três velocidades angulares de extensão utilizadas no estudo apresentados através da Transformada Wavelet.

Para melhor representação da fadiga muscular, foram utilizadas as cinco primeiras e cinco últimas contrações musculares do músculo Bíceps Braquial de cada voluntário em todos os ensaios. A figura 7 demonstra o comportamento de um voluntário nas cinco primeiras repetições e a figura 8 ilustra o comportamento deste nas cinco últimas repetições com o uso da transformada *Wavelet*. O aumento na amplitude e na intensidade observados, principalmente nas últimas repetições, agora são demonstrados com maior clareza.

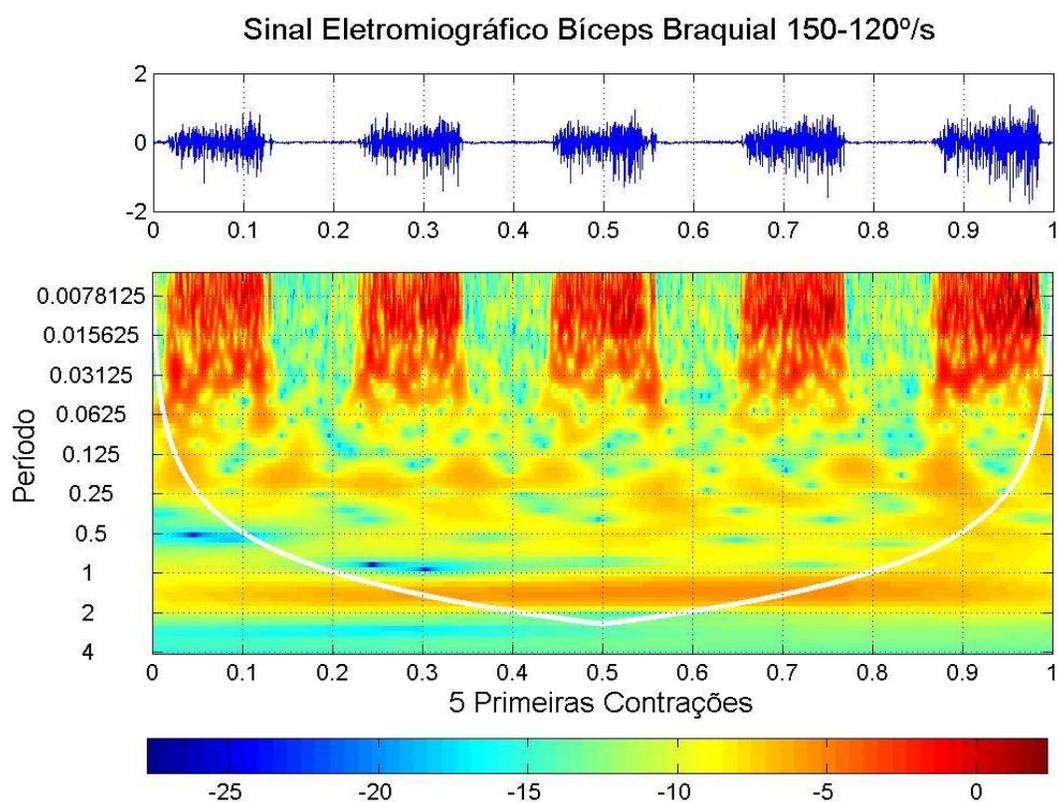


Figura 7: Representação Wavelet das cinco primeiras repetições de uma série na velocidade de 150-120°/s de um voluntário da pesquisa.

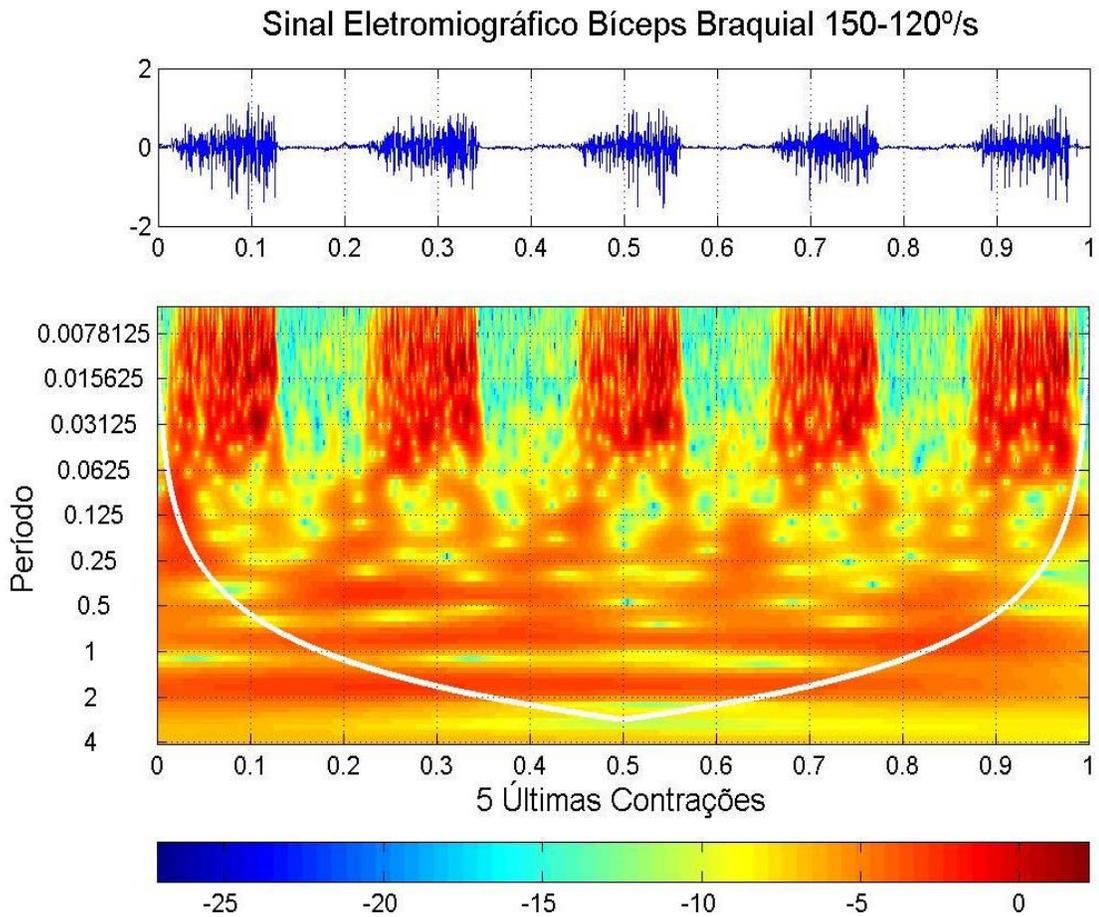


Figura 8: Representação Wavelet das cinco últimas repetições de uma série na velocidade de 150-120°/s de um voluntário da pesquisa. Observe a maior amplitude e intensidade do sinal, evidenciando mecanismos compensatórios da fadiga muscular.

Foram elaborados gráficos GWS (figura 9) nas cinco primeiras e nas cinco últimas repetições de cada série, em todos os ensaios realizados e, com o intuito de representar numericamente a fadiga muscular no Bíceps Braquial, foi calculada a área sob a curva destes para posterior comparação.

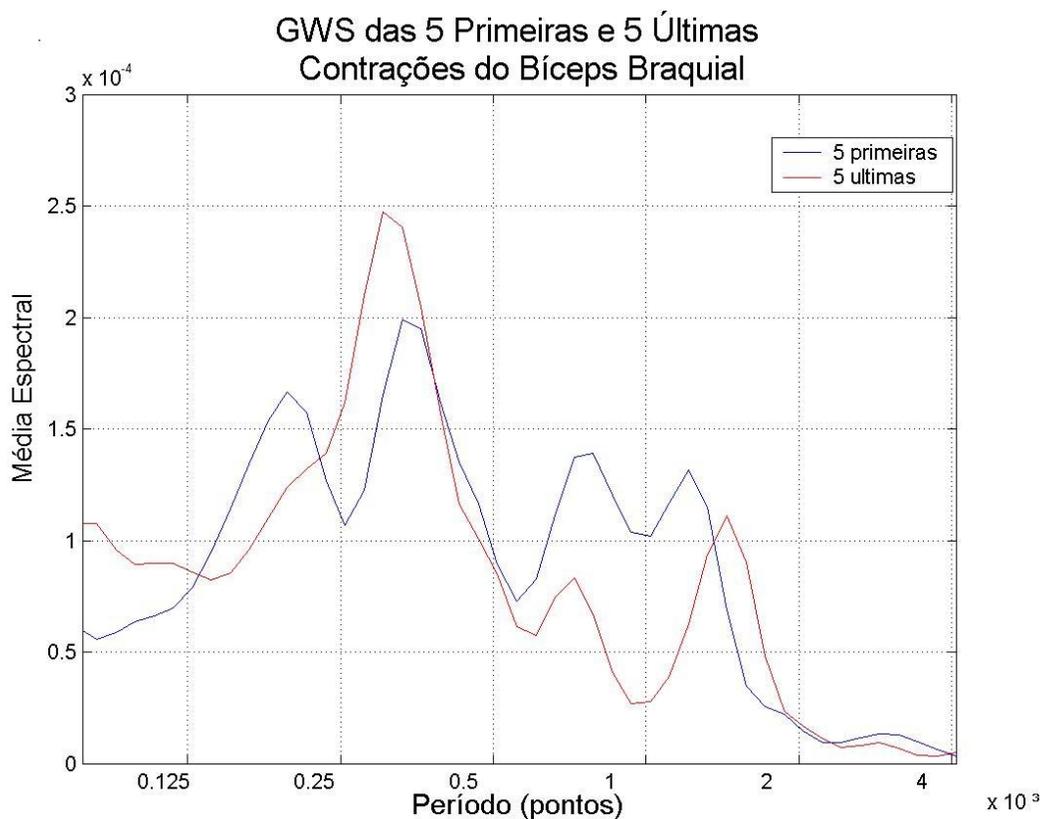


Figura 9: Áreas das cinco primeiras e cinco últimas contrações do bíceps braquial para um voluntário.

Os valores de área foram calculados no programa MATLAB dividindo-se o gráfico em retângulos, calculando-se a área de cada um destes e fazendo a somatória de todas as áreas. Este é o conceito básico da integração, conhecida como Soma de Riemann (ROCHA, 1996). Podemos representar essa soma através da equação abaixo:

$$\int_0^K f(x)dx \approx f(eps)eps + f(2 \bullet eps) \bullet eps + \dots + f(n \bullet eps) \bullet eps =$$

$$eps \bullet [f(eps) + f(2 \bullet eps) + \dots + f(n \bullet eps)] \quad (7)$$

onde eps é um número real positivo, correspondente à base menor do retângulo no eixo das abscissas limitada por dois pontos consecutivos localizados na curva e n é o número de

retângulos presentes na curva. Neste estudo todos os gráficos GWS utilizados para o cálculo da área foram divididos em setenta e oito retângulos.

A tabela 2 mostra os valores de área obtidos para cada voluntário.

Tabela 2: Área do Gráfico GWS das Cinco Primeiras e Cinco Últimas Contrações Musculares

Voluntários	30°/s		90°/s		150°/s	
	Área 5p	Área 5u	Área 5p	Área 5u	Área 5p	Área 5u
V1	0,2597	0,3479	0,3551	1,1068	0,8360	0,8097
V2	0,0333	0,0291	0,8655	0,2256	1,4744	1,7637
V2	0,0018	0,0017	0,0287	0,1064	0,0491	0,2923
V4	0,0157	0,0013	0,0405	0,0136	0,0423	0,1319
V5	0,0038	0,0063	0,0071	0,0044	0,0229	0,0375
V6	0,0113	0,0157	0,0215	0,1603	0,4224	0,6149
V7	0,1280	0,1158	0,5498	0,5321	0,2004	0,2836
V8	0,0404	0,0240	0,0318	0,1633	0,0308	0,0303
V9	0,0075	0,0125	0,2652	0,6101	0,5575	0,8884
V10	0,0177	0,0304	0,0440	0,1504	0,1657	0,1903

Como pôde ser observado na tabela acima, percebe-se que houve um padrão de comportamento nas áreas obtidas. Os valores de área relativos às cinco contrações finais são, em sua maioria, superiores aos valores relativos às cinco contrações iniciais, concordando com o aumento da amplitude e intensidade do sinal já observados anteriormente. Para mostrar maior clareza, optou-se por calcular a relação entre as áreas dividindo as repetições finais pelas iniciais e expressando os valores em forma de porcentagem. Dessa forma, foi calculada a relação entre as áreas utilizando-se a seguinte fórmula:

$$100 \bullet \left(\frac{5 \text{ primeiras repetições}}{5 \text{ últimas repetições}} \right) - 100 \quad (8)$$

Os valores da relação entre as contrações finais e iniciais encontram-se na tabela 3.

Tabela 3: Porcentagem de diferença entre as áreas GWS

Voluntários	Velocidade		
	Relação entre as áreas GWS em %		
	30-120°/s	90-120°/s	150-120°/s
	%	%	%
V1	33,96	213,53	-3,14
V2	-12,61	-72,85	23,07
V3	-48,48	270,73	495,31
V4	-91,71	-66,41	211,82
V5	65,78	-38,02	63,75
V6	38,93	-25,51	45,57
V7	-9,53	41,51	41,57
V8	-40,59	413,51	-1,62
V9	66,66	130,05	59,35
V10	71,75	241,81	14,81
Média	7,41	106,36	95,04

Uma vez calculada a relação entre as áreas, foi extraída a média dos valores de porcentagem para cada velocidade angular utilizada na extensão do cotovelo, ou seja, o período de intervalo utilizado.

Com base nos valores médios das porcentagens das áreas nota-se que quando foram utilizadas velocidades angulares maiores (90 e 150°/s) na extensão do cotovelo, proporcionando tempos de intervalo de repouso menores, houve maior fadiga em relação à menor velocidade angular (30°/s) na extensão do cotovelo que proporcionou maiores tempos de repouso, reduzindo a fadiga.

7. DISCUSSÃO

A prática esportiva e programas de reabilitação física, de modo geral, são tarefas de intensidade suficiente para gerar fadiga muscular. Clinicamente, por diversas vezes, o profissional é obrigado a interromper uma atividade para minimizar os efeitos deletérios da fadiga muscular sobre o organismo e o mesmo acontece com profissionais da prática esportiva. Por este motivo, por mais de um século a fadiga muscular desperta a atenção de pesquisadores e graças a esse interesse diversos aspectos relevantes sobre o assunto já foram estudados.

Os resultados obtidos no estudo apontaram que todos os protocolos aplicados foram suficientes para gerar queda do torque ou fadiga muscular do grupo flexor e extensor do cotovelo. Estes resultados concordam com os achados de outros autores (PINCIVERO *et al.*, 2001; PINCIVERO *et al.*, 1999), que mesmo utilizando um protocolo com número menor de repetições também observaram queda no torque gerado pela musculatura envolvida na tarefa.

Na fadiga muscular existe uma queda na força que precede um relaxamento mais lento da musculatura associado à queda na velocidade do encurtamento das fibras (FITTS, 1996). Sugere-se que o alto grau de intensidade do exercício isocinético induz uma queda precipitada na capacidade do músculo em exercer tensão que por sua vez induz a diminuição do torque produzido. Espera-se que em situação de fadiga muscular os bioprodutos necessários para a contração da musculatura sofram significativa queda e simultaneamente ocorra um acúmulo de ácido lático, íons de hidrogênio e fosfato inorgânico tornando o meio ácido e como consequência uma queda na capacidade de produzir torque.

Um repouso adequado em exercício intenso se torna necessário para que o ambiente interno da musculatura se normalize e a produção normal da força muscular seja restabelecida (BOGDANIS *et al.*, 1995). Por este motivo diversos autores utilizam em seus protocolos intervalos de repouso entre séries de exercícios propostos. Parcell *et al.* (2002) em breve revisão da literatura observaram que muitos autores ao publicarem seus estudos deixam de mencionar o tempo de intervalo utilizado entre as séries propostas mencionando apenas que “um repouso adequado foi mantido” e outros simplesmente utilizam um tempo

relativamente alto para garantir a recuperação. Parcell *et al.* (2002) observaram em seus experimentos que o mínimo tempo necessário para a recuperação da musculatura após 4 contrações isocinéticas concêntricas nas velocidades de 60, 120, 180, 240, 360 %/s é de 60 s. No entanto todos estes protocolos não levaram em consideração o tempo de recuperação existente quando a musculatura antagonista contrai, ou seja, o tempo de intervalo entre as contrações. Conforme esperado, foi possível por meio do dinamômetro isocinético, determinar o intervalo de tempo entre sucessivos movimentos em determinada articulação. Quando se utiliza este equipamento, torna-se possível limitar a amplitude e a velocidade de movimento tornando-a relativamente constante. Sendo assim, teoricamente, é possível também padronizar o tempo de repouso entre cada contração. Os resultados do estudo indicam que a determinação da velocidade antagonista (grupo muscular extensor) é um método eficiente para se gerar diferentes tempos de repouso entre as contrações da musculatura agonista.

Diante dos resultados obtidos para o tempo de repouso entre os sucessivos movimentos de flexão do cotovelo, pôde-se notar que estes se aproximaram dos valores estimados nas velocidades extensoras de 30, 90 e 150 %/s, apresentando uma tendência em serem ligeiramente maiores na medida em que se aumenta a velocidade. Tortoza *et al.* (2003), apontaram que a velocidade fixada nos dinamômetros isocinéticos não permanece constante ao longo de toda a amplitude do movimento, tendendo a sofrer maior variação em velocidades mais elevadas. Conforme esperado o tempo de intervalo entre as flexões diminuiu significativamente a medida que a velocidade de extensão aumentou. Tortoza *et al.* (2003), observaram que neste tipo de exercício a proporção da fase isocinética diminuiu com o aumento da velocidade e que em alguns casos nem atingem a velocidade fixada.

É interessante notar que, quando o tempo de repouso entre as sucessivas flexões é alterado podem ser observadas também mudanças no tempo total do esforço, já que o número de repetições foi o mesmo em todos os protocolos. Assim, em virtude da diminuição da velocidade extensora, o intervalo entre os movimentos de flexão foi maior e, portanto, o tempo total da tarefa também se incrementa, analogamente quando o repouso é menor toda a tarefa se torna reduzida.

Conforme observado, os torques musculares flexor e extensor seguiram um padrão diferente durante as 30 repetições e este resultado pode ser decorrente de algumas variáveis que serão discutidas mais adiante. Sendo assim, por exemplo, quando a velocidade de extensão foi a mais lenta (30 %/s) o torque muscular extensor sofreu uma queda considerável enquanto que a musculatura flexora nesta mesma tentativa apresentou pouca queda do torque, conforme observado na figura 4. E à medida que a velocidade de extensão foi aumentada, a queda do torque muscular extensor foi sendo atenuada e a amplitude do sinal mioelétrico diminuiu, enquanto que no grupo flexor a queda no torque foi aumentada ao mesmo tempo em que a amplitude do sinal mioelétrico desta musculatura apresentou notável aumento. Pode ser adiantado que, o comportamento da atividade elétrica e do torque muscular extensor sofreu pouca influência do intervalo de repouso entre as contrações, pois este foi praticamente constante em função da velocidade de flexão ter sido fixada a 120 %/s, em contra partida, sofreu maior influência da variação da velocidade nos diferentes protocolos. Já o comportamento da atividade elétrica e do torque muscular flexor, sofreu pouca influência da velocidade do movimento flexor e passou a sofrer maior influência do tempo de repouso (velocidade do movimento extensor) entre os movimentos.

Existem na literatura algumas formas já utilizadas para o estudo da fadiga. Os dinamômetros oferecem índices de fadiga por meio de cálculos na relação do trabalho gerado em diferentes fases da tarefa (SANTOS *et al.*, 2002). No entanto, neste estudo preferiu-se utilizar a Transformada Wavelet pela alta performance deste recurso para análise de dados. Mais especificamente, a Wavelet tem um grande potencial quando o experimento gera um número maior que 1000 dados. Pelo fato da Transformada *Wavelet* ter surgido recentemente (anos 80), ainda pouco se conhece sobre esta ferramenta entre os profissionais e pesquisadores da área da saúde. Sendo assim optou-se por esta ferramenta para se conhecer mais sobre suas características, recursos e aplicabilidade em estudos envolvendo eletromiografia de superfície e dinamometria isocinética.

Para estimar a fadiga apresentada pela musculatura flexora e extensora do cotovelo, foi calculada para todas as tentativas a área sob a curva no gráfico *GWS* nas cinco primeiras e cinco últimas tentativas de cada voluntário e, posteriormente, a relação entre estas áreas.

A relação entre as áreas sob a curva do gráfico, conforme equação (8), como indicativo de fadiga no estudo, seguiu padrão semelhante ao apresentado pelo comportamento da amplitude do sinal eletromiográfico. Sugere-se que neste caso, o aumento da área nas cinco últimas repetições se deu principalmente por dois motivos: houve um aumento nos valores da amplitude do sinal e, a sua distribuição se uniformizou gerando assim uma maior área. Esse fato pode ser observado pela análise das figuras obtidas nos diferentes intervalos de exercício (figuras 7 e 8).

A comparação da relação das áreas do gráfico GWS revelou que para o grupo muscular flexor, quando o repouso entre as contrações foi maior (média de 2,59 s), a fadiga muscular apresentada pela musculatura avaliada foi reduzida quando comparado com os demais repouso. Segundo Fitts (1996), durante o tempo de repouso após a fadiga muscular, ocorre uma rápida recuperação das fibras que depois torna-se mais lenta e pode levar uma hora ou até mais tempo para retornar ao estado de pré- fadiga. Sugere-se que o tempo de 2,59 s, nesta condição experimental, foi suficiente para uma rápida recuperação muscular, no entanto esta, foi interrompida por nova solicitação da musculatura. Por outro lado, quando o tempo de repouso foi menor (1,01 e 0,68s) a fadiga apresentada pelo grupo muscular flexor foi acentuada quando comparado os demais intervalos de tempo. Neste caso, sugere-se que a rápida recuperação da fibra, foi interrompida precocemente. A fadiga muscular apresentada pela musculatura flexora quando a velocidade de extensão foi de 90 e 150 %/s seguiu um padrão muito semelhante. Sendo assim, para a musculatura flexora pode-se notar claramente a influência do tempo de intervalo entre as contrações. Além do repouso, outros fatores podem influenciar a produção do torque em situações isocinéticas (ENOKA, 2000).

Sabe-se que em contrações isocinéticas concêntricas, em velocidades angulares menores ocorre um aumento da intensidade do exercício (SPENDIFF *et al.*, 2002). Segundo Enoka (2000) a fadiga muscular é um processo dependente de fatores que sobrecarregam vários processos fisiológicos associados ao desempenho motor, tais como motivação, a estratégia neural, intensidade e duração da tarefa, a velocidade de uma contração e a extensão na qual uma atividade é sustentada continuamente. A alta intensidade do exercício resulta numa maior troca no metabolismo muscular, o pH

permanece abaixo de 6.2 e a diminuição dos valores de creatina fosfato excede 80% (MILLER, 2002).

Ao contrário do que estava previsto, os resultados indicaram que a fadiga muscular apresentada pela musculatura flexora sofreu influência principalmente do tempo de repouso induzido pela variação da velocidade extensora, não sofrendo influência de um possível fator central, já que a fadiga apresentada pela musculatura flexora foi menor em velocidades extensoras reduzidas onde o tempo e a intensidade total do esforço foram maiores. Teoricamente, se o tempo e a intensidade total do esforço são maiores esperava-se que a fadiga de origem central influencia-se diretamente a musculatura flexora gerando um aumento da fadiga. No entanto, a fadiga da musculatura flexora foi menor quando o tempo total do esforço na tarefa foi maior.

Segundo Miller (2002) em indivíduos saudáveis e motivados a fadiga de origem central, de modo geral, não é significativa, sendo bastante importante em pacientes com doenças ou patologias neuromusculares.

A fadiga muscular do grupo extensor não influenciou o desempenho da musculatura flexora. Estes resultados concordam com os achados de Kellis (1998) que observaram que a fadiga apresentada pela musculatura extensora do joelho, não influenciou a atividade da musculatura antagonista. Resultados semelhantes foram observados por Beltman *et al.* (2003), que notaram que a fadiga dos músculos isquiotibiais (flexores do joelho e extensores do quadril) não interfere significativamente na capacidade de geração de força da musculatura extensora. Estes achados sugerem que o SNC é capaz de distinguir os fenômenos locais relacionados à fadiga muscular e criar mecanismos compensatórios para manter os mesmos níveis de atividade muscular extensora e flexora.

Sugere-se que os resultados encontrados possam implementar programas de reabilitação e treinamento físico, visto que cada vez mais os achados deste tipo de estudo têm apontado para a importância em se estudar não só a musculatura agonista como também a antagonista.

Por meio dos resultados encontrados, sugere-se que o treinador ou o profissional de reabilitação física deve usar tempos iguais ou maiores do que 2,6 s entre cada contração para que o processo de fadiga não interfira significativamente a produção de força ao longo

de 30 contrações concêntricas consecutivas em modo isocinético. Mais do que isso, neste tipo de exercício os grupos musculares podem ser treinados ou avaliados de forma simultânea, pois o esforço produzido por um parece não influenciar o desempenho do outro nestas condições experimentais.

Tendo concluído do estudo, foram identificados alguns aspectos que futuramente poderiam ser corrigidos com novos estudos. Sugere-se que a proporção dos exercícios seja a mesma, independente da velocidade a ser utilizada, para que não ocorra o fato de ser realizada uma atividade mais intensa por mais tempo e/ou uma atividade menos intensa por menos tempo, talvez através do incremento do número de repetições na medida em que a velocidade angular aumente. Outras funções da Transformada Wavelet podem ser utilizadas para que se tenha maior conhecimento sobre seus recursos, manuseio e utilidade nas pesquisas da área da saúde e reabilitação.

8. CONCLUSÃO

Esta pesquisa permitiu concluir que o intervalo de tempo entre as contrações musculares influencia a fadiga apresentada por determinada musculatura. Quando o intervalo de repouso entre as consecutivas flexões foi maior (2,6 s) a fadiga apresentada pelo grupo muscular flexor foi menor quando comparada com os demais intervalos. Da mesma forma, quando o repouso entre as contrações foi diminuído a fadiga apresentada foi aumentada. A partir destas observações, conclui-se que o tempo de intervalo de 2,6 s parece ter sido suficiente para uma rápida recuperação da musculatura flexora, interferindo (beneficiando) no seu desempenho total. Mais do que isso, os resultados apontaram que a redução da velocidade extensora embora tenha aumentado o tempo e a intensidade total da tarefa não influenciou a fadiga apresentada pelo grupo muscular flexor, sugerindo que os principais fatores que influenciaram a fadiga desta musculatura, nas condições apresentadas, não foram de origem central.

A técnica utilizada para o processamento do sinal eletromiográfico mostrou um conjunto de fatores que não poderiam ser quantificados através de técnicas estatísticas mais elementares. Dentre os fatores observados através da técnica utilizada podemos citar: a distribuição espectral obtida através do gráfico GWS mostra claramente uma uniformização das frequências advindas do recrutamento dos diferentes grupos musculares.

Sugere-se que os achados dos estudos servem como base de apoio a profissionais da área da saúde e reabilitação física, pois oferecem, de forma quantitativa e qualitativa, fundamentos teóricos a cerca das influências sobre desempenho em determinada tarefa, como por exemplo, o tempo necessário entre cada contração para minimizar os efeitos deletérios da fadiga muscular.

A Transformada Wavelet mostrou-se uma ferramenta prática e eficaz no processamento e análise de grande quantidade de sinais, no caso, da eletromiografia. O fato de este recurso permitir trabalhar com sinais não necessariamente sincrônicos oferece sensível vantagem e confiança à Transformada Wavelet que pode ser utilizada em vários tipos de estudos envolvendo processamento de sinais.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALBERTS, B; BRAY, D; JOHNSON, A; LEWIS, J; RAFF, M; ROBERTS, K; WALTER, P. **Fundamentos da biologia molecular da célula**. Uma introdução à biologia molecular da célula. São Paulo: Artmed, 2002. 759 p.

ALTER, Michael J. **Ciencia da flexibilidade** . 2. ed Porto alegre: Artmed, 1999. 365p.

AMADIO A. C.; DUARTE M.; **Fundamentos Biomecânicos para Análise do Movimento**. São Paulo: Laboratório de Biomecânica/EEFUSP, 1996.

ASHKENAZY Y.; LEWKOWICS M.; LEVITAN J.; MOELGAARD H. P.E.; THOMSEN B.; SAERMARK K. **Discrimination of the Healthy and Sick Cardiac Autonomic Nervous System by a New Wavelet Analysis of Heartbeat Intervals**, maio de 2002.

BARBAR, J. S. ; MANZAN, W. A. ; KANAAN, E. E. O Uso de Wavelets no Reconhecimento de Padrão em ECG. In: CONTECSI. CONGRESSO INTERNACIONAL DE GESTÃO DE TECNOLOGIA E SISTEMAS DE INFORMAÇÃO, 1.,2004, São Paulo.

BELTMAN, J.G.; SARGEANT, A.J.; BALL, D.; MAGANARIS, C.N.; De HAAN, A.: Effect of antagonist muscle fatigue on knee extension torque. **Pflugers Arch.** v. 446, p. 735-741, 2003.

BIGLAND-RITCHIE, B.; FURBUSH, F.; WOODS, J.J.: Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: Central and Peripheral Factors. **Journal of Applied Physiology.** v.61, p. 424, 1986.

BIGLAND-RITCHIE, B.; JOHANSSON, R.; LIPPOLD, O.C.J.; SMITH, S.; WOODS, J.J.: Changes in motoneurone firing rates during sustained maximal voluntary contractions. **Journal of Physiology.** v. 340, p. 335-346, 1983.

BOGDANIS, G.C.; NEVIL, M.E.; BOOBIS, L.H.; LAKOMY, K.A.; NEVILL, A.M.: Recovery of power output and muscle metabolites following 30 s of maximal sprint cycling in man. **J. Physiol.** v.482, p. 467-480, 1995.

BULLOCK, J; BOYLE, J; WANG, M. B. **National medical series para estudo independente: Fisiologia.** 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. 683 p.

CHICHARRO, J. L; VAQUERO, A. F. **Fisiología del ejercicio.** Madrid: Editorial Médica Panamericana, 1995. 283 p.

DENADAI, B. S. **Índices fisiológicos de avaliação aeróbia: conceitos e aplicações.** Ribeirão Preto: B. S. D., 1997. 76 p.

DOUGLAS, C. R. **Tratado de fisiologia aplicado à saúde.** 5. ed. São Paulo: Robe Editorial, 2002. 1582 p.

EBENBICHLER, G. R.; BONATO, P.; ROY, S. H.; LEHR, S.; POSCH, M.; KOLLMITZER, J.; DELLA-CROCE, U.: Reliability of EMG time-frequency measures of fatigue during repetitive lifting. **Medicine & Science in Sports & Exercise.** v.34, p. 1316-1323, 2002.

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia.** 2. ed. São Paulo: Manole, 2000. 450 p. ENOKA, R.M. Mechanisms of muscle fatigue: Central Factors and Task Dependency. **J. Electromyogr. Kinesiol.** v. 3, p. 141-149, 1995.

ENOKA, R.M.; STUART, D.G.: Neurobiology of muscle fatigue. **Journal of applied physiology.** v. 72, p. 1631-1648, 1992.

FARINATTI, P. T. V; MONTEIRO, W. D. **Fisiologia e avaliação funcional.** 2. ed. Rio

de Janeiro: Sprint, 1992. 302 p.

FITTS, R.H.: Muscle fatigue: The cellular aspects. **The American Journal of Sports Medicine**. v. 24, p. S9-S13, 1996.

FOSS, M. L.; KETEYIAN, S. J.: **FOX: Bases Fisiologicas do Exercício e do Esporte**. 6.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. 560 p.

GANDEVIA, S.P.: Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. **Physiol Rev**. v.81, p. 1725-1789, 2001.

GANONG, W. F. **Fisiologia médica**. 15. ed. Rio de Janeiro: Prentice-Hall do Brasil, 1993. 560 p.

GONÇALVES, M.: Eletromiografia e a indentificação da fadiga lombar. **Motriz**. v.9, p.S9-S14, 2003.

GOTTLIEB, G.L.; CORCOS, D.M.; AGARWAL, G.C. Organizing principles for single-joint movements. I. A speed- insensitive strategy. **Neurophysiol**. v. 62, n.2, p. 342-57, 1989.

GUYTON, A. C; HALL, J. E. **Fisiologia humana e mecanismos das doenças**. 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. 639 p.

HAGBERG, M. : Muscular endurance and surface eletromyogram in isometric and dynamic exercise. **J Appl Physiol**. v. 51, p.1-7, 1981.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K.M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 1999. 532p.

HERZOG, W.: Muscle Function in movement and sports. **Am J Sports Med.** v. 24, n.6, p. S14 -S19, 1996.

JARIC, S.; RADOVANOVIC, S.; MILANOVIC, S.; LJUBISAVKHEVUC, M.; ANASTASSIJEVIC, R.: A comparison of the effects of agonist and ant agonist muscle fatigue on performance of rapid movements. **Eur. J. Appl Physiol.** v. 76, p. 41-47, 1997.

KANDEL, E. R.; JESSELL, T. M.; SCHWARTZ, J. H. **Princípios da neurociência.** São Paulo: Manole, 2003. 1430p.

KARLSSON, B.J.S.; GERDLE, B.; AKAY, M; Analysing surface myoelectric signals recording during isokinetic contractions using wavelets. **IEEE Eng Med Biol Mag** v.20 , p.97-105, 2001.

KAWABATA Y.; SENDA M.; OKA T.; YAGATA Y.; TAKAHARA Y.; NAGASHIMA, H.; INOUE H.: Measurement of fatigue in knee flexor and extensor muscle. **Acta Med Okayama.** v.54, n. 2, p. 85-90, 2000.

KAY, D.; GIBSON, A. St Clair; MITCHELL, M.J.; LAMBERT, M.I.; NOAKES, T.D.; Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology,** v 10, p.425-431, 2000.

KELLIS, E.: The effects of fatigue on the resultant joint moment, agonist and antagonist electromyographic activity at different angles during dynamic knee extension efforts. **J. Electromy. Kinesiol.** v.9, p. 191-199, 1999.

LARSSON, L.; EDSTROM, L.; LINDEGREN, B.: MHC composition and enzyme histochemical and physiological properties of novel fast-twitch motor unit type. **Am J Physiol.** v.261, p.93-1001, 1991.

LEFF, A. R; SCHUMACKER, P. T. **Fisiologia respiratória: fundamentos e aplicações.** Rio de Janeiro: Interlivros, 1996. 224 p.

LEHMKUHL, L. Don; SMITH, L.K **Brunnstron cinesiologia clinica.** 4. ed Sao Paulo: Manole, 1989. 466p.

LEHNINGER, A. L; NELSON, D. L; COX, M. M. **Princípios de bioquímica.** 2. ed. São Paulo: Sarvier, 2000. 839 p.

LEITE, P. F. **Fisiologia do exercício ergometria e condicionamento físico cardiologia desportiva.** 4. ed. São Paulo: Robe Editorial, 2000. 300 p.

LIEBER, R.L.; FRIDÉN, J.: Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. **Muscle & Nerve.** v.23, p.1647-1666, 2000.

LIMA, E.V. **Velocidade de reação motora e o lactato sanguíneo, em diferentes tempos de luta no judô.** 2003. 78f. Dissertação (Mestrado em Ciências Biológicas) – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, UNIVAP.

MACHADO, A.B.M. **Neuroanatomia functional.** 2 ed. São Paulo: Atheneu, 2004. 363p.

MANNION, A.F.; DOLAN, P. Relationship between myoelectric and mechanical manifestations of fatigue in the quadriceps femoris muscle group. **Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.,** v.74, n.5, p.411-419, 1996.

MCARDLE, W. D; KATCH, F. I; KATCH, V. L. **Fisiologia do exercício: energia, nutrição e desempenho humano.** 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. 695 p.

MENESES, M.S. **Neuroanatomia Aplicada.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999. 359p.

MILLER, R.G.: Role of fatigue in limiting physical activities in humans with neuromuscular diseases. **Am J Phys Med Rehabil.** v.81, p. S99-S107, 2002.

PARCELL, A. C.; SAWYER, R. D.; TRICOLI, V. A.; CHINEVERE T. D.: Minimum rest period for strength recovery during a common isokinetic testing protocol. **Medicine & Science in Sports & Exercise.** v. 34, p. 1018–1022, 2002.

PERRIN, D.H. **Isokinetic exercise and assessment.** Champaign: Human Kinetics, 1993. 212p.

PINCIVERO, D. M.; GEAR, W. S.; MOYNA, N. M.; ROBERTSON, R. J. The effects of rest interval on quadriceps torque and perceived exertion in healthy males. **J. Sports Med. Phys. Fitness.** v. 39, n.4, p. 294-299, 1999.

PINCIVERO, D. M.; GEAR, W. S.; STERNER, R. L.: Assessment of the reliability of high- intensity quadriceps femoris muscle fatigue. **Medicine & Science in Sports & Exercise.** v.33, p. 334–338, 2001.

PINCIVERO, D.M.; GEAR, W. S.; MOYNA, N. M.; ROBERTSON R. J.: The effects of rest interval on quadriceps torque and perceived exertion in healthy males. **J. Sports Medicine Physical Fitness.** v.39, p. 294–299, 1999.

PINCIVERO, D.M.; LEFHART, S.M.; KARUNAKARA, R.G.: Effects of rest interval on isokinetic strength and functional performance after short-term high intensity training. **Br. J. Sports Med.** v. 31, n.3, p.229-234, 1997.

PINCIVERO, D.M.; LEFHART, S.M.; KARUNAKARA, R.G.: Reliability and precision of isokinetic strength and muscular endurance for the quadriceps and hamstrings. **Int. J. Sports Med.** v.18, p. 115-119, 1997.

POPOVIC, D.; SINKJAER, T. **Control of movement for the physically disable: control for rehabilitation technology**. London: Springer, 2000. 480p.

PSEK, J.A.; CAFARELLI, E.: Behavior of coactive muscles during fatigue. **J. Appl Physiol**. v. 74, p. 170-175, 1993.

ROCHA, L.M. **Cálculo 1: Limites, derivadas e Integrais**. 6. Ed. São Paulo: Livraria Nobel, 1983. 205p.

ROTHWELL, J. **Control of Human Voluntary Movement**. 2.ed. London: Chapman & Hall, 1994. 506p.

ROY, S.H.; De LUCA, C.J.; CASAVANT, D.A.: Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. **Spine**. v.14, p. 992-1001, 1989.

ROZZI, S.; YUKTANANDANA, P.; PINCIVERO, D.; LEPHART, S. **Role of fatigue on proprioception and neuromuscular control**. In: **Human Kinetics**, Scott: Lephart, 2000. 439p.

SANTOS, M. G.; DEZAN, V. H.; SARRAF, T. A.: Bases metabólicas da fadiga muscular aguda. **Revista brasileira de ciência e movimento**. v. 11, n. 1, p. 07-12, 2003.

SANTOS, R.S.; PACHECO, M.T.T.; MARTINS, R.A.B.L.; VILLAVERDE, A.B.; GIANA, H.E.; BAPTISTA, F.; ZÂNGARO, R.A.: Study of the effect of oral administration of L-arginine on muscular performance in healthy volunteers: An isokinetic study. **Isokinetics and Exercise Science**. v.10, p. 153-158, 2002.

SCHAUF, C. L; MOFFETT, D. F; MOFFETT, S. B. **Fisiologia humana**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. 690 p.

SCHMIDT, R. A. **Aprendizagem e Performance Motora: dos princípios à prática.** São Paulo: Movimento, 1993. Cap. 19, p. 227-259

SILVA, S.R.D.; GONÇALVES, M.: Comparação de protocolos para a verificação da fadiga muscular pela eletromiografia de superfície. **Motriz.** v.9, p. 41-46, 2003.

SILVA, A. V. ; EYNG J. Wavelets e Wavelets Packets. Seminário de Visão Computacional - CPGCC, 2000. Disponível em: <http://www.inf.ufsc.br/~visao/2000/Wavelets/#2>. Acesso em: 05 out 2005.

SINGER, R. N. **Motor learning and human performance an application to Motor skills and movement behaviors.** 3. ed. New York: Macmillan, 1980. 549 p.

SPENDIFF, O.; LONGFORD, N. T.; WINTER, E. .M.: Effects of fatigue on the torquevelocity relation in muscle. **Br J Sports Medicine** . v. 36, p. 431-435, 2002.

STACKHOUSE, S.K.; REISMAN, D.S.; BINDER-MACLEOD, S.A.: Challenging the role of pH in skeletal muscle fatigue. **Physical Therapy.** v. 81, p. 1897-1903, 2001.

TORRENCE C.; COMPO G.P. **A Pratical Guide to Wavelet Analysis.** Disponível em http://www.icesb.ucsb.edu/gem/Torrence_and_Compo1998_wavelet_guide.pdf

TORTORA, G. J. **Corpo humano: fundamentos de anatomia e fisiologia.** 4. ed. Porto Alegre: Artmed, 2000. 629 p.

TORTOZA C., NOGUEIRA D.V., SILVA S.B., FATARELLI I.F.C.: Influência da velocidade do movimento na fase isocinética concêntrica. **Anais do XI Congresso Brasileiro de Biomecânica.** v.2, p. 261-263, 2003.

WESTERBLAD, H.; ALLEN, D.G.: Recent advances in the understanding of skeletal muscle fatigue. **Current Opinion in Rheumatology**. v.14, p. 648-652, 2002.

WILMORE, J. H; COSTILL, D. L. **Fisiologia do esporte e do exercício**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2001. 709 p.

WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 2d ed. New York: Wiley, 1990.

ANEXO A

Universidade do Vale do Paraíba – UNIVAP

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

**“EFEITO DO INTERVALO ENTRE AS CONTRAÇÕES NA FADIGA
MUSCULAR LOCALIZADA”**

Pesquisador : Keyleytonn Sthil Ribeiro

Orientador : Prof. Dr. Márcio Magini

Instituição: Universidade do Vale do Paraíba - UNIVAP

Endereço: Avenida Shishima Hifumi, 2911 - Urbanova

CEP: 12244-000 , São José dos Campos - SP.

Telefone: (12) 3947 1087

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

A fadiga muscular tem sido estudada em diversos centros de pesquisas e de modo geral, é um assunto bastante discutido em instituições de ensino e centros destinados à reabilitação e treinamento físico. Embora seja bastante investigada, existe ainda a necessidade de se entender alguns processos que são relevantes em sua geração. Apesar dos protocolos existentes destinados a mensurar o torque gerado na articulação em movimentos isocinéticos apontarem os efeitos do número de repetições, da velocidade de movimento e do tempo de intervalo entre as séries sobre a fadiga muscular, estes não observaram os possíveis efeitos do tempo de intervalo entre as sucessivas contrações musculares.

01. Estas informações estão sendo fornecidas para sua participação voluntária neste estudo e a partir deste será possível a estruturação e aperfeiçoamento dos processos de avaliação, treinamento e reabilitação muscular por meio de dois equipamentos denominados dinamômetro isocinético e eletromiógrafo.

02. O objetivo do estudo é investigar o efeito do tempo de intervalo entre as sucessivas contrações para flexão e extensão do cotovelo sobre a fadiga dos músculos envolvidos

03. Para cada coleta, o indivíduo deverá estar usando camiseta de manga curta e será, antes de qualquer procedimento, avaliado clinicamente através de exames físicos e específicos para investigação de qualquer lesão que impeçam o voluntário de participar do estudo proposto. A avaliação será realizada pelo fisioterapeuta Keyleytonn Sthil Ribeiro CREFITO – 9046 - LTF.

04. Sendo autorizado clinicamente, o voluntário será posicionado sentado e fixado ao dinamômetro através de faixas na região do tronco. Quatro eletrodos de superfície serão fixados através de fita adesiva nos músculos bíceps braquial cabeça curta e tríceps braquial cabeça lateral, para análise do sinal eletromiográfico. Seu membro superior dominante será acoplado a um acessório que permite a avaliação do movimento de flexão e extensão do cotovelo. O voluntário, realizará no dinamômetro de 3 a 5 repetições como forma de reconhecimento do exercício a ser realizado.

05. Para as coletas, o voluntário realizará 30 movimentos de flexão e extensão do cotovelo em modo isocinético concêntrico por 3 dias com intervalo de uma semana entre cada coleta. O protocolo consiste de velocidades pré-determinadas para a extensão e flexão do cotovelo respectivamente de 30/120°/s, 90/120°/s, 150/120°/s, de forma randomizada, com máxima força e velocidade.

06. Os riscos ou comprometimentos de natureza física proporcionados ao paciente devido aos procedimentos experimentais são de natureza mínima

07. Como medidas de segurança, o aparelho possui um dispositivo de fácil acesso, que permite ao voluntário interromper imediatamente o experimento se por ventura sentir qualquer tipo de desconforto. Este dispositivo também é de fácil acesso ao pesquisador. Desta maneira pode-se evitar eventuais acidentes durante a realização da coleta dos dados, tornando o presente estudo seguro e confiável.

08. O voluntário não possuirá nenhum benefício direto com o estudo, porém estará contribuindo exclusivamente para o desenvolvimento de um programa fundamentado de avaliação, treinamento e reabilitação muscular.

09. Será garantido sigilo absoluto com relação à identidade dos participantes;

10. Em qualquer etapa do estudo, o participante terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. Os resultados obtidos neste estudo serão disponibilizados a todos os voluntários. Os investigadores envolvidos são: o Ft. Keyleytonn Sthil Ribeiro, aluno do programa de pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade do Vale do Paraíba – UNIVAP, que pode ser encontrado na Rua Itabuna, nº 90, Jardim Satélite, CEP 12230-790, São José dos Campos -SP. Também pode ser encontrado no telefone (12)8112-3741. Este aluno é orientado pelo Prof. Dr. Márcio Magini, responsável principal por este projeto.

11. Quaisquer considerações ou dúvidas sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa localizado à Avenida Shishima Hifumi, 2911, Urbanova, CEP 12.244 - 000, São José dos Campos - SP, fone (12) 3947-1121 ou fax (12) 3947-1149.

12. Será garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento, ou seja, o participante poderá se retirar do estudo em qualquer etapa das coletas, não havendo qualquer prejuízo ou penalidade ao voluntário.

13. As informações obtidas serão analisadas em conjunto com outros voluntários, não sendo divulgado a identificação de nenhum indivíduo;

14. Não haverá despesas pessoais para o participante em qualquer fase do estudo, incluindo exames e consultas. O voluntário será levado e trazido ao laboratório da Instituição se assim preferir, pelo pesquisador. Também não haverá compensação financeira relacionada à sua participação. Por outro lado, os dados coletados serão disponibilizados gratuitamente aos voluntários.

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Fui suficientemente informado a respeito das informações que li e ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes, bem como minha isenção nas despesas ou custos adicionais, durante todas as etapas dos procedimentos. Ficou claro também que, em caso de possíveis danos físicos, a instituição deverá ressarcir-me quanto aos mesmos. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, sem penalidades ou prejuízo.

Assinatura do Voluntário

Data ____/____/____.

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste paciente para a participação neste estudo.

Ft. Keyleytonn Sthil Ribeiro

Data ____/____/____.

ANEXO B

AVALIAÇÃO FISIOTERAPEUTICA

1.DADOS PESSOAIS:

Nome.: data nasc.:
Endereço: telefone:
Peso: altura:
Bairro: Cidade: estado:

2. QUESTIÓRIO:

Algum histórico de lesão na região do cotovelo? Qual ?

A quanto tempo isto ocorreu? Algum sintoma atual? (Dor, incômodo, etc)?

Procurou algum profissional (médico ou fisioterapeuta) para o tratamento?

3.EXAME FÍSICO:

- *Apresentação do paciente:*

1. Intumescência: Simetria: Atrofia:

OBS.:

- *Testes de Estabilidade articular:*

1. Teste de Estabilidade Ligamentar:

2. Grau de mobilidade (flexão/extensão/pronação/supinação):

OBS.:

- *Testes Especiais*

1. Teste do Cotovelo de Tenista:

2. Sinal de Tinel: