

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

EFEITO DAS DIFERENÇAS ENTRE GÊNEROS E DO
CICLO MENSTRUAL FEMININO NA FADIGA E SEUS
REFLEXOS NAS VARIÁVEIS DO SINAL
ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE

SAURO SALOMONI

ORIENTADOR: ADSON FERREIRA DA ROCHA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA
ELÉTRICA

PUBLICAÇÃO: PPGENE.DM – 340/08

BRASÍLIA
JUNHO 2008

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

EFEITO DAS DIFERENÇAS ENTRE GÊNEROS E DO
CICLO MENSTRUAL FEMININO NA FADIGA E SEUS
REFLEXOS NAS VARIÁVEIS DO SINAL
ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE

SAURO SALOMONI

ORIENTADOR: ADSON FERREIRA DA ROCHA

Dissertação de mestrado submetida ao Departamento de Engenharia Elétrica da faculdade de tecnologia da Universidade de Brasília, como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA
ELÉTRICA

PUBLICAÇÃO: PPGENE.DM – 340/08

BRASÍLIA
JUNHO 2008

Termo de Aprovação

Efeito das Diferenças entre Gêneros e do Ciclo Menstrual Feminino na Fadiga e seus Reflexos nas Variáveis do Sinal Eletromiográfico de Superfície

Sauro Salomoni

Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica, pelo Programa de Pós-Graduação da Universidade de Brasília, pela seguinte banca examinadora:

Prof. Adson Ferreira da Rocha, Doutor
(Orientador - ENE/UnB)

Profa. Juliana Fernandes Camapum,
Doutora
(Examinador Interno - ENE/UnB)

Prof. Jake Carvalho do Carmo, Doutor
(Examinador Externo - FEF/UnB)

BRASÍLIA
JUNHO 2008

BRASÍLIA/DF, 16 DE JUNHO DE 2008

FICHA CATALOGRÁFICA

SALOMONI, SAURO

Efeito das diferenças entre gêneros e do ciclo menstrual feminino na fadiga e seus reflexos nas variáveis do sinal eletromiográfico de superfície [Brasília, Distrito Federal] 2008.

Dissertação de Mestrado – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia. Departamento de Engenharia Elétrica.

Orientador: Adson Ferreira da Rocha.

- | | |
|----------------------------------|--------------------|
| 1. Eletromiografia de superfície | 2. Fadiga |
| 3. Diferenças entre gêneros | 4. Ciclo menstrual |
| I. ENE/FT/UnB | II. Título (série) |

REFERÊNCIA BIBLIGRÁFICA

SALOMONI, S. (2008). Efeito das Diferenças entre Gêneros e do Ciclo Menstrual Feminino na Fadiga e seus Reflexos nas Variáveis do Sinal Eletromiográfico de Superfície. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica, publicação PPGENE.DM-340/08, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 85 p.

CESSÃO DE DIREITOS AUTOR: Sauro Salomoni

TÍTULO: Efeito das Diferenças entre Gêneros e do Ciclo Menstrual Feminino na Fadiga e seus Reflexos nas Variáveis do Sinal Eletromiográfico de Superfície.

GRAU: Mestre

ANO: 2008

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte dessa dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

Sauro Salomoni

SQN 111 Bl. E apt. 110

Asa Norte 70754-050 Brasília - DF - Brasil

Dedicatória

À vida,
e todas as infinitas possibilidades que ela traz.

Agradecimentos

Agradeço ao meu orientador e amigo, o professor Adson Ferreira da Rocha. Com seu enorme coração, foi sem dúvida alguma o principal responsável pela minha opção à carreira acadêmica. Graças a ele encontro-me hoje imerso no fascinante mundo da engenharia biomédica.

Agradeço também aos professores Francisco Assis de Oliveira Nascimento e Jake Carvalho do Carmo pelas instalações e equipamentos do Grupo de Processamento Digital de Sinais e do Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos, respectivamente. E por suas opiniões e sugestões tão valiosas, quer fossem de âmbito acadêmico ou humanitário.

Aos meus grandes amigos Fabiano Araujo Soares, Valdinar de Araújo Rocha Júnior e Fabiano Peruzzo Schwartz. Todos sempre muito presentes e muito dedicados colegas de pesquisa. Na verdade, mais do que colegas, tornamo-nos verdadeiros amigos. Espero ter o prazer acadêmico e pessoal de assim chamá-los por muito tempo.

À minha mãe. Nunca conseguirei expressar em palavras o quanto me sinto iluminado por receber todo seu carinho e dedicação.

Ao meu pai e às minhas irmãs que, com opiniões por vezes tão diferentes das minhas, influenciaram muito mais do que imaginam em meu desenvolvimento pessoal e acadêmico.

À Camila, minha companheira, que trouxe nova luz ao meu coração, e todo um novo mundo à minha vida.

Por fim, agradeço aos tantos grandes amigos, aos professores e aos colegas com quem tive o prazer de conviver durante a graduação e a pesquisa de mestrado. Direta ou indiretamente, todos vocês contribuíram para este fim, ajudando-me a preservar a (in)sanidade.

Oh, maravilha!
Que adoráveis criaturas há aqui!
Como a humanidade é bela!
Oh, admirável mundo novo,
Que possui pessoas assim!

William Shakespeare,
The tempest, act V, scene I

Sumário

Lista de Figuras	ix
Lista de Tabelas	xi
Resumo	xii
Abstract	xiii
1 Introdução	1
2 A Eletromiografia e a Fadiga	4
2.1 eletromiografia	4
2.2 Eletrodos	6
2.3 Fadiga muscular	8
2.4 Diferenças entre gêneros	11
2.5 O ciclo menstrual feminino.....	13
3 Métodos experimentais	15
3.1 Sujeitos	15
3.2 Instrumentação e medições.....	15
3.3 Procedimentos Gerais	17
3.4 Processamento dos dados	20
3.5 Análise estatística	25
4 Resultados	26
5 Análise e Discussão	32

6 Conclusão.....	39
Referências	41
Apêndice A – Documentos entregues ao Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade de Brasília	54
A.1 Investigação das diferenças entre gênero das características do sinal de eletromiografia	55
A.2 Termo de consentimento livre e esclarecido para sujeitos do sexo masculino ...	57
A.3 Termo de consentimento livre e esclarecido para sujeitos do sexo feminino	58
A.4 PAR-Q & VOCÊ	59
A.5 Declaração de responsabilidade	61
A.6 Documento de aprovação do protocolo de pesquisa pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade de Brasília	62
Apêndice B – Lista de verificação — Checklist.....	63
Apêndice C – Artigos científicos publicados pelo candidato durante o curso de mestrado	67
Apêndice D – Eletromiógrafo EMG-16	68
Apêndice E – Amplificador de sinais biomecânicos MISO II	71

Lista de Figuras

Figura 1	Elementos formadores de uma unidade motora.	5
Figura 2	Aquisição de sinais de EMG-S.	7
Figura 3	Sinal detectado por um arranjo de 16 eletrodos (15 canais diferenciais).	9
Figura 4	Arranjo linear flexível biadesivo de oito eletrodos com gel.	16
Figura 5	Eletromiógrafo de dezesseis canais com amplificação.	16
Figura 6	Amplificador de força com feedback visual intuitivo.	17
Figura 7	Sujeito sentado na cadeira, na posição utilizada em todas as aquisições.	18
Figura 8	Marcação da região ótima para aquisição de EMG-S.	19
Figura 9	Divisão das fases do ciclo menstrual em 4 semanas consecutivas.	20
Figura 10	Resposta em frequência dos filtros diferenciais (a) simples e (b) modificado.	23
Figura 11	Gráficos de caixas para os índices de fadiga calculados pelo valor RMS.	30
Figura 12	Gráficos de caixas para os índices de fadiga calculados pela MNF.	30
Figura 13	Gráficos de caixas para os índices de fadiga calculados pela MDF.	31

Figura 14	Gráficos de caixas para os índices de fadiga calculados pela CV.	31
Figura 15	Flutuações hormonais durante o ciclo menstrual feminino.	37

Lista de Tabelas

Tabela 1	Média e desvio padrão ($\times 10^{-3}$) dos índices de fadiga normalizados.	27
Tabela 2	Teste de Shapiro-Wilk para normalidade de distribuições.	27
Tabela 3	Teste de Levene para a igualdade de variâncias.	28
Tabela 4	Teste t de Student para amostras independentes.	29
Tabela 5	Configurações de arranjos de eletrodos com o EMG-16	69
Tabela 6	Especificações técnicas do EMG-16	70
Tabela 7	Especificações técnicas do MISO II	72

Resumo

Diferenças entre gêneros na suscetibilidade à fadiga são amplamente documentadas na literatura, sendo atribuídas a uma grande variedade de fatores e havendo muitas contradições nos resultados obtidos. Por outro lado, as flutuações hormonais observadas em mulheres durante o ciclo menstrual parecem influenciar de forma significativa sua resposta em fadiga. O objetivo deste estudo foi avaliar ambos estes fatores simultaneamente, comparando as diferenças entre os desempenhos de homens e mulheres em contrações de fadiga, considerando cada semana do ciclo menstrual feminino isoladamente. Foram avaliados oito homens (idade: $26,9 \pm 4,0$) e dez mulheres (idade: $24,0 \pm 2,8$) voluntários, jovens, destros e sem histórico de patologias neuromusculares. Todas as mulheres reportaram ter um ciclo menstrual regular e não faziam uso de medicamentos hormonais havia pelo menos seis meses. Foram realizadas contrações isométricas voluntárias a 40% da máxima contração voluntária, mantidas por 90 segundos. Utilizou-se arranjos lineares biadesivos de oito eletrodos com gel condutor para as aquisições dos sinais eletromiográficos, sendo estes gravados concomitantemente com os sinais de força. Foram então comparadas as variações das características dos sinais (RMS, MNF, MDF e CV) femininos e masculinos ao longo do tempo de contração. As mulheres demonstraram, em média, uma menor fadigabilidade que os homens, devido a dois fatores principais: primeiramente, a menor massa muscular feminina impõe uma menor compressão da vasculatura intramuscular que os homens, resultando em uma menor diminuição do fornecimento de oxigênio, o que lhes proporciona níveis menos intensos de fadiga. Em segundo lugar, devido a diferenças metabólicas no nível das células musculares, os homens sofrem uma maior redução do pH intracelular, o que provoca a ativação mais vigorosa dos aferentes musculares dos grupos III e IV, além de bloquear os canais clorídricos, resultando em níveis mais intensos de fadiga para os homens. Entretanto, essa vantagem feminina à fadiga não foi observada em todas as fases do ciclo menstrual. Analisando cada fase do ciclo isoladamente, observa-se que ao fim das fases folicular e lútea, as mulheres demonstraram desempenho similar ao masculino, principalmente devido às quedas na concentração de estrogênio ocorridas nesses períodos. Esses resultados sugerem que estudos comparando o desempenho neuromuscular entre gêneros que não levam em consideração as flutuações hormonais ao longo do ciclo menstrual feminino podem levar a resultados contraditórios.

Palavras chaves: Eletromiografia de superfície; Fadiga; Diferenças entre gêneros; Ciclo menstrual.

Abstract

Gender differences in the effects of fatigue are widely reported in the literature. These differences are reported to occur due to a large number of factors and there are great contradictions within the results reported. On the other hand, hormonal fluctuations during the female menstrual cycle seem to affect women's performance under fatigue. The purpose of the present study was to observe both these factors simultaneously, comparing the gender differences in performance under fatiguing contractions, considering each week of the menstrual cycle. Eight male (aged 26.9 ± 4.0) and ten female (aged 24.0 ± 2.8) subjects volunteered to participate in the experiment. All of them were right-handed and had no record of neuromuscular pathologies. All women had regular menstrual cycles and were not taking any kind of hormonal medicine for at least six months prior to the acquisitions. Isometric contractions were performed at 40% of the maximal voluntary contraction, sustained for 90 seconds. Adhesive linear arrays comprised of eight electrodes with conductive gel were used for the acquisitions of the electromyographic signals. Force signals were recorded along with the electromyographic signals. The males' and females' signal's characteristics (RMS, MNF, MDF and CV) were compared for the time of contraction. Women showed lower mean fatigability than men, due to two main factors: first, women's lower muscle mass imposes a lower compression of the intramuscular vasculature than men, resulting in a lower reduction in oxygen supply, providing lower fatigue levels. Second, due to metabolic differences within the muscle cells, men experience a higher reduction of intramuscular pH, which results in more vigorous activations of the muscular afferents of groups III and IV, and also blocking the chloridic channels, causing higher levels of fatigue in males. However, this female advantage in fatigue was not observed during all stages of the menstrual cycle. Considering each phase of the cycle, it was observed a similar fatigue levels between men and women by the end of the follicular and luteal phases, possibly due to decreases in the estrogen concentrations during these periods of time. These results suggest that if a study comparing gender differences in fatigue performance does not take into consideration the hormonal fluctuations, it may very likely face contradictory results.

Palavras-chave: Surface electromyography; Fatigue; Gender differences; Menstrual cycle.

1 Introdução

Estudos mostram que as mulheres demonstram, em geral, uma maior capacidade de resistência muscular que os homens (HUNTER; ENOKA, 2001; SEMMLER; KUTZSCHER; ENOKA, 1999). Essa vantagem feminina com relação à resistência à fadiga está bem documentada na literatura, especialmente em protocolos compostos por contrações submáximas (HICKS; KENT-BRAUN; DITOR, 2001). A menor sensibilidade à fadiga demonstrada pode contribuir em longo prazo com o uso demorado do músculo ativado. A ativação continuada do músculo pode impor às fibras musculares um estado de recuperação demorado e, em casos extremos, resultar em lesões (GANDEVIA, 2001).

Existe um grande interesse da comunidade científica no estudo de lesões e dores musculares, devido à sua relevância em aplicações em ergonomia, treinamento desportivo e tratamento de dores crônicas, principalmente. Especial atenção vem sendo dada a lesões do ligamento cruzado anterior (LCA) (ARENDDT; AGEL; DICK, 1999; JONES et al., 1993), que é apontada como a lesão mais comum em esportes coletivos e atletismo. Além de lesões, existe também interesse específico em dores nos ombros e nas costas (NIE et al., 2007; KAWCZYNSKI et al., 2007; BRYNHILDSEN; HAMMAR; HAMMAR, 1997), entre outras (PINCIVERO et al., 2000; COWAN; CROSSLEY, 2007).

Também nessas áreas são reportadas diferenças entre gêneros: estatísticas apontam que a ocorrência de lesões do LCA prolongadas é de duas a oito vezes maior em mulheres que em homens participando de esportes com riscos extrínsecos similares, como condições de jogo, superfície de jogo, e vestimentas (LOES; DAHLSTEDT; THOMEE, 2000; MURPHY; CONNOLLY; BEYNNON, 2003). Vários estudos epidemiológicos comparativos apontam que as mulheres reportam níveis mais intensos de dor, dores mais frequentes, dores em mais áreas do corpo e dores de mais longa duração que homens (BERKLEY, 1997; UNRUH, 1996).

Um importante fator intrínseco influencia a fatigabilidade muscular das mulheres em diversos aspectos: o ciclo menstrual. Segundo Stephen Sandler (SANDLER, 2007), existe uma forte ligação entre os níveis hormonais e a frouxidão das articulações, tornando as mulheres mais vulneráveis a lesões. No meio do ciclo, o nível do hormônio estrogênio, que fortalece os músculos e tendões, tem uma grande queda. No fim do ciclo, há uma

nova queda de estrogênio e o nível do hormônio relaxina aumenta, o que também fragiliza os tendões. Adicionalmente, parte das diferenças no controle neuromuscular reportados na literatura pode ser explicada pela diferença de concentração de hormônios sexuais (DEDRICK et al., 2008). Além disso, uma maior resistência à fadiga foi reportada em mulheres na menopausa (HICKS; MCCARTNEY, 1996), cujas variações hormonais são menos intensas, não estando as mesmas participando de qualquer tipo de terapia de reposição de hormônios.

Concomitantemente, receptores de estrogênio e progesterona foram detectados em tecidos musculares com lesões do LCA. Existem evidências que sugerem que o estrogênio aumenta o fluxo de sangue para músculos ativos, o que contribuiria com uma maior resistência à fadiga. Defendendo essa hipótese, um estudo realizado em homens tratados por tempo prolongado com altas doses deste hormônio reportou nestes um maior crescimento do diâmetro das artérias braquiais (as principais artérias do braço) com relação a homens não tratados, obtendo respostas similares a mulheres da mesma idade (ETTINGER, 1999). Investigações similares concluíram que terapias de reposição de estrogênio reduzem a rigidez da artéria carótida (LIANG et al., 1997), apesar de os trabalhos publicados não serem unânimes (WILLEKES et al., 1997).

Observa-se na literatura duas correntes independentes de pesquisa: uma aponta diferentes sensibilidades à fadiga entre homens e mulheres; a outra defende que o ciclo menstrual feminino exerce uma influência significativa em seu sistema neuromuscular. Em ambas as correntes, resultados controversos são reportados. Até o presente momento, este autor não encontrou nenhum estudo que avalie os efeitos destes dois fatores simultaneamente, ou seja, que compare esforços masculinos e femininos em fadiga considerando os diferentes períodos do ciclo menstrual feminino.

Com a premissa de que o ciclo menstrual feminino interfere no comportamento de seu sistema neuromuscular, é possível considerar as diferenças hormonais na comparação entre gêneros sob a ótica da eletromiografia. Dessa forma, pode ser possível explicar algumas das contradições encontradas na literatura quanto à menor fatigabilidade das mulheres com relação aos homens. Em especial, espera-se determinar qual fator é mais relevante para esta superioridade feminina em face da fadiga: se a influência do ciclo menstrual ou as diferenças no sistema neuromuscular.

Adicionalmente, deseja-se determinar as fases do ciclo menstrual nas quais as mulheres apresentam um nível de fatigabilidade semelhante ao masculino, pois aumentos no nível de fatigabilidade podem representar períodos de maior risco para as mulheres. Além disso, propondo esta nova metodologia, espera-se diminuir a variabilidade dos demais fatores envolvidos.

Portanto, o objetivo principal do presente trabalho é apontar as semelhanças

e diferenças no comportamento das variáveis do sinal eletromiográfico entre homens e mulheres durante contrações isométricas do músculo bíceps braquial na presença de fadiga muscular, considerando-se cada semana do ciclo menstrual feminino isoladamente. A hipótese nula a ser testada é de que não existe qualquer diferença significativa entre gêneros no comportamento das variáveis eletromiográficas na presença de fadiga em qualquer período do ciclo menstrual.

Para o processamento dos sinais eletromiográficos, foi desenvolvida uma ferramenta gráfica integrada de análise de sinais eletromiográficos de múltiplos canais captados por arranjo linear de 16 eletrodos. Esta ferramenta já vem sendo utilizada em outras pesquisas do grupo de processamento de sinais biológicos da Universidade de Brasília (SALOMONI et al., 2007).

Optou-se por um protocolo experimental mais amplo, incluindo tanto contrações isométricas leves como contrações envolvendo fadiga, com o objetivo de iniciar uma base de dados de sinais eletromiográficos, permitindo o uso desses sinais em outras pesquisas ou em testes de ferramentas de processamento de sinais eletromiográficos (SCHWARTZ et al., 2007).

Esse protocolo foi utilizado também pela pesquisa do mestre em engenharia Fabiano Araujo Soares, já graduado. Sua pesquisa, intitulada “Estudo do comportamento das variáveis eletromiográficas ao longo do ciclo menstrual”, foi realizada de forma conjunta ao presente trabalho, e parte dos resultados foram aqui utilizados.

2 A Eletromiografia e a Fadiga

2.1 eletromiografia

Eletromiografia (EMG) é o estudo das funções musculares por meio da análise dos sinais elétricos emitidos pelos músculos (LUCA; BASMAJIAN, 1978). O conhecimento acerca da eletromiografia é intrinsecamente ligado à compreensão do sistema neuromuscular e ao modo como são gerados os sinais bioelétricos.

Foi somente com o auxílio de amplificadores e com o advento de eletrodos invasivos de agulha Ag-AgCl que a eletromiografia ganhou interesse clínico, os quais possibilitaram a observação de sinais provenientes de pequenos grupos de fibras musculares.

A fibra muscular constitui a unidade estrutural da contração. Pode-se classificar as fibras musculares em três tipos, com base nas propriedades fisiológicas: de contração rápida e fatigável (chamadas fibras tipo IIb), de contração rápida e resistente à fadiga (tipo IIa) e de contração lenta (tipo I), sendo as últimas as mais resistentes à fadiga (BURKE, 1981).

Conforme ilustrado na Figura 1, uma unidade motora é formada por um neurônio motor e pelas fibras musculares por ele inervadas. Todas as fibras musculares de uma mesma unidade motora, inervadas por um mesmo neurônio motor alfa, são acionadas simultaneamente.

A contração muscular ocorre através de potenciais de ativação. O potencial de ação pode ser disparado na fibra muscular por mudanças na permeabilidade da membrana aos íons de sódio e potássio provocadas pelo neurotransmissor acetilcolina ou por meio de eletro-estimulação.

O potencial voluntário tem origem nas trocas iônicas ocorridas nas membranas das células musculares, o sarcolema. A concentração iônica destas células é tal que provoca uma diferença de potencial entre o interior e o exterior da célula de aproximadamente -90 mV em repouso (KAMEN; CALDWELL, 1996). Ao serem estimuladas, há um repentino aumento na permeabilidade da membrana celular a íons de sódio (Na^+), que penetram o meio intracelular, despolarizando a célula. Um subsequente fluxo de potássio (K^+) para o

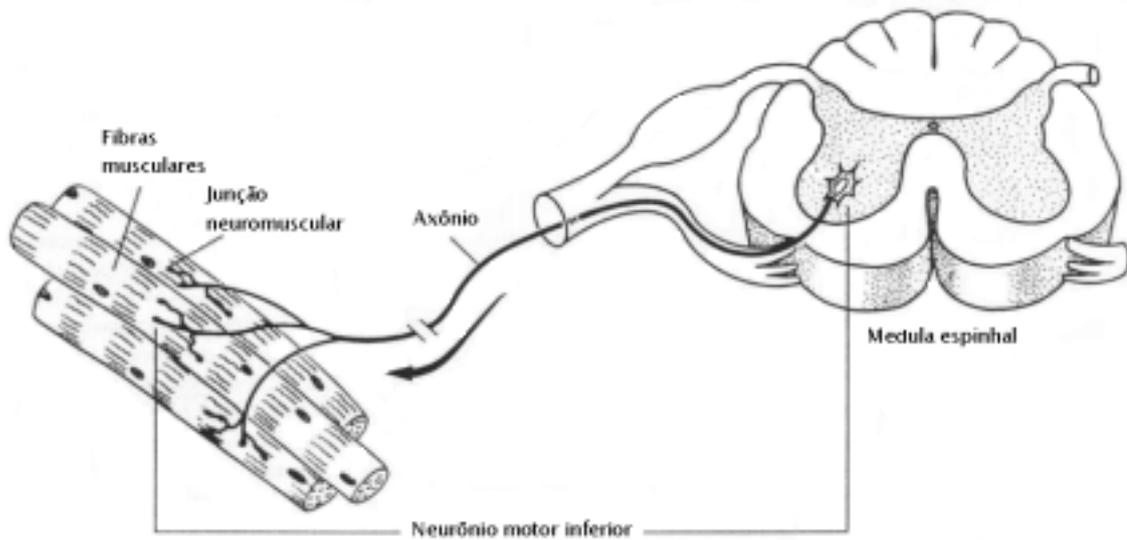


Figura 1: Elementos formadores de uma unidade motora.

O neurônio motor e as fibras musculares por ele inervadas (modificado — (SPACELABS, 1993)).

meio extracelular, próximo ao pico de influxo de Na^+ , causa a repolarização da célula. A bomba de sódio e potássio realiza o transporte ativo de Na^+ e K^+ , mantendo a diferença de potencial.

Para que seja mantida uma contração muscular, as unidades motoras devem ser ativadas repetidamente. A seqüência resultante de potenciais de ativação é chamada de “trem” de potenciais (LUCA; BASMAJIAN, 1978). Deve-se observar que o intervalo interpulso e as formas de onda dos trens de potenciais de ativação não são constantes.

A superposição dos trens de potenciais de ativação provenientes de diferentes unidades motoras no local da aquisição forma o sinal de EMG fisiológico. Entretanto, este sinal praticamente não é observável na prática, pois o sinal detectado por eletrodos apresenta várias componentes de ruído diferentes (KONRAD, 2005).

Existem diversas fontes de ruído detectáveis quando se adquire sinais de EMG, dentre as quais se destacam: o sinal de eletrocardiografia, freqüentemente detectado nas regiões torácica e lombar; o deslocamento do eletrodo com relação às fibras, resultando nos chamados artefatos de movimento; a interferência da rede elétrica, originando ruídos com freqüência de 60 Hz (50 Hz nos países europeus); os campos eletromagnéticos de radiofreqüência; a interferência de sinais de músculos adjacentes, chamada *crossstalk*; além da ação do volume condutor e do ruído instrumental.

Dá-se o nome de volume condutor aos tecidos biológicos que separam as fibras geradoras do sinal de EMG dos locais de aquisição, o qual constitui um importante efeito de filtro passa-baixas nas componentes propagantes dos sinais detectados na superfície da

pele (LINDSTROM; MAGNUSSON, 1977). Os efeitos do volume condutor atuam principalmente no domínio espacial, e não diretamente no domínio temporal. Como exemplo destes efeitos, o recrutamento de unidades motoras do tipo II, mais rápidas, pode não implicar em um aumento das frequências características do sinal, caso as unidades motoras sejam mais profundas (FARINA; FOSCI; MERLETTI, 2002).

Vários modelos para este efeito de filtragem não linear foram propostos, com métodos analíticos (DIMITROV; DIMITROVA, 1998; FARINA; MERLETTI; ENOKA, 2004) e numéricos (LOWERY et al., 2002; SCHNEIDER; SILNY; RAU, 1991), com diferentes níveis de fidelidade e de complexidade (FARINA; MERLETTI, 2001). Uma boa modelagem do volume condutor é especialmente necessária para o desenvolvimento de um bom modelo de simulação de sinais eletromiográficos. De fato, os principais avanços em modelos computacionais de sinais de EMG têm concentrado esforços na descrição do volume condutor (BLOK; STEGEMAN; OOSTEROM, 2002), além do sistema de detecção (FARINA; MERLETTI, 2001) e dos fenômenos de geração e extinção dos potenciais de ação (DIMITROV; DIMITROVA, 1998).

2.2 Eletrodos

Existem dois métodos de aquisição de sinais de EMG utilizando eletrodos: O invasivo e o de superfície. O método invasivo utiliza agulhas ou microeletrodos. Apesar da dor e do desconfortos causado ao paciente, o eletrodo de agulha concêntrica ainda é um dos mais utilizados para a aquisição clínica dos sinais.

O outro método, a eletromiografia de superfície (EMG-S), consiste em utilizar eletrodos metálicos, geralmente constituídos de prata/prata clorada (Ag/AgCl) (HERMENS et al., 2000), aplicados à superfície da pele. Como, ao contrário dos eletrodos de agulha, os eletrodos de superfície não são de uso restrito por médicos e não acarretam em dor ou desconforto aos pacientes, um grande esforço em pesquisa vem sendo realizado pela comunidade científica com o objetivo de possibilitar seu uso clínico. Para tanto, diversos efeitos não-lineares devem ser considerados, como por exemplo, os efeitos sempre presentes do volume condutor, a interface eletrodo-pele, e a suscetibilidade às diversas fontes de ruído (já mencionadas no texto). O eletrodo deve ser pequeno o bastante para evitar a captação de ruídos de crosstalk. Além disso, a interface eletrodo-pele altera as componentes em frequência do sinal (RAGHEB; GEDDES, 1990), pois é intrinsecamente ruidosa (BAKER; GEDDES, 1989) e a distribuição de potencial da pele é modificada pela superfície finita do eletrodo (OOSTEROM; STRACKEE, 1983).

Quanto à configuração, os eletrodos podem ser utilizados em modo monopolar, bipolar, ou em configurações mais elaboradas, utilizando um arranjo de eletrodos. A

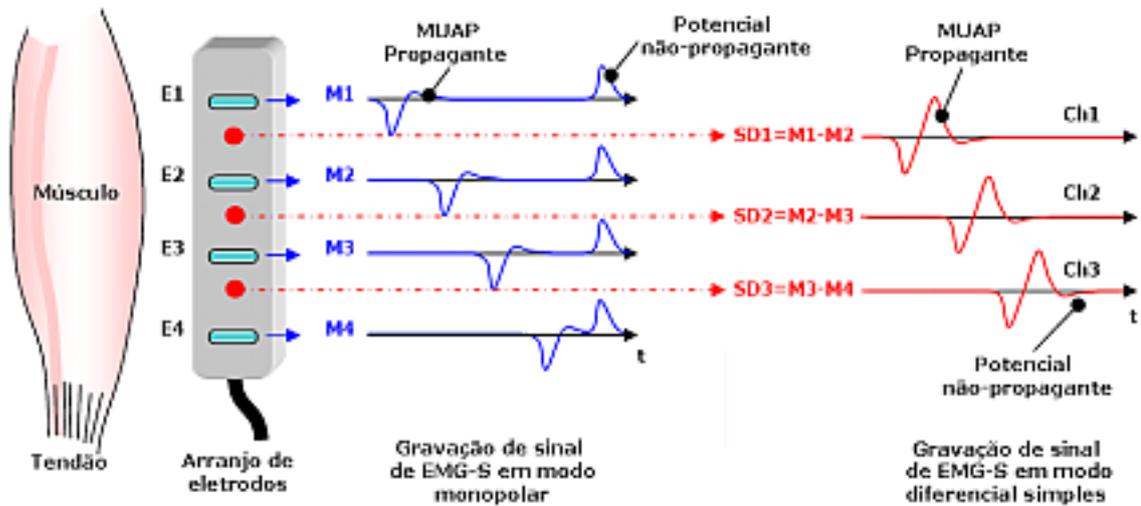


Figura 2: Aquisição de sinais de EMG-S.

Eletrodos configurados em modo monopolar e simples diferencial (Modificado - Manual do usuário do eletromiógrafo EMG-16).

configuração e a disposição dos eletrodos, bem como a criação de protocolos visando a reprodutibilidade das medições, vem sendo alvo de estudos há vários anos (LINDSTROM; MAGNUSSON, 1977; MERLETTI; PARKER, 2004), e até hoje é alvo de problemas e confusões no uso clínico dos sinais de EMG-S. O método mais amplamente documentado na literatura é o bipolar, também chamado de modo diferencial simples, por permitir a rejeição de modo comum e a obtenção de um sinal mais fidedigno, com menor influência de ruído, além de minimizar o efeito dos potenciais não propagantes, como ilustra a Figura 2. Uma seletividade ainda maior pode ser obtida com a aplicação de outros filtros, como o duplo diferencial, onde dois estágios de filtros diferenciais simples são utilizados.

Nos últimos anos, a aquisição de sinais de EMG-S em múltiplos pontos de detecção vem sendo amplamente utilizada. Através de filtros espaciais aplicados em cada ponto de aquisição, esta técnica possibilita um melhor entendimento das características do sinal e de suas relações com as funções do sistema neuromuscular (MERLETTI; FARINA; GAZZONI, 2003).

Masuda et al. (MASUDA; MIYANO; SADOYAMA, 1983) foram os primeiros a propor o uso de arranjos lineares de até 16 eletrodos (15 canais diferenciais) e a apontar importantes aplicações desses sistemas, como a investigação de propriedades anatômicas dos músculos (MASUDA; MIYANO; SADOYAMA, 1985a, 1985b) e a estimação da velocidade de condução (VC) das fibras musculares (MASUDA; SADOYAMA, 1986; SADOYAMA; MASUDA; MIYANO, 1985). Com base nesses trabalhos pioneiros, diversos métodos e aplicações foram propostos (MERLETTI; FARINA; GAZZONI, 2003), como a determinação da localização das zonas de inervação (RAINOLDI et al., 2000), a estimação da velocidade de condução (FARINA; MERLETTI, 2004), a decomposição de sinais de EMG-S nos trens de potenciais de

ativação constituintes (HOLOBAR; ZAZULA, ; GAZZONI; FARINA; MERLETTI, 2001), o estudo aprofundado do volume condutor (WEE; ASHLEY, 1990), além de possíveis aplicações clínicas (ZWARTS; DROST; STEGEMAN, 2000; MERLETTI et al., 1997). Associando-se o uso de filtros espaciais ao uso de arranjos adesivos, tornou-se possível reduzir o efeito de diversas componentes de ruído como o crosstalk (LUCA, 1997) e os artefatos de movimento (FARINA; MERLETTI, 2004).

Foi observado (MERLETTI; FARINA; GAZZONI, 2003) que sinais detectados em regiões próximas aos tendões e às zonas de inervação possuem amplitude inferior aos sinais detectados entre estas regiões, como mostra a Figura 4. Uma vez que os potenciais de EMG-S detectados não são gerados por fibras infinitas, as aquisições dos eletrodos em diferentes posições não geram sinais idênticos deslocados do intervalo de tempo de propagação. Além da posição, o alinhamento dos eletrodos com relação às fibras musculares também afeta as propriedades dos sinais adquiridos: por exemplo, um alinhamento paralelo às fibras musculares é desejado para se obter uma boa estimativa da velocidade de condução (FARINA; MERLETTI, 2004).

Por exemplo, analisando um sinal de EMG-S adquirido por um arranjo linear de eletrodos, como o ilustrado na Figura 3, é possível identificar a posição das zonas de inervação. Na imagem, o sinal captado pelo canal 8 do arranjo apresenta amplitude bastante inferior aos sinais vizinhos. Observa-se também uma clara inversão de fase a partir desse canal. Por fim, observando os canais anteriores e posteriores ao canal 8, é possível notar a propagação dos potenciais de ativação em ambos os sentidos ao longo do músculo. Todas essas constatações permitem concluir haver uma zona de inervação próxima ao local onde se encontra o canal 8 do arranjo de eletrodos.

2.3 Fadiga muscular

A produção de força muscular é regulada por dois mecanismos principais: o recrutamento de unidades motoras adicionais e o aumento da taxa de disparo das unidades motoras já ativas (MERLETTI; PARKER, 2004). Estes dois mecanismos estão presentes em diferentes proporções em diferentes músculos. Como a amplitude do sinal de EMG varia de forma semelhante com estes mesmos fatores, pode-se esperar uma relação direta entre força muscular e amplitude dos sinais de EMG-S. De fato, existem estudos reportando relações lineares (MARRAS; DAVIS, 2001) e parabólicas (WOODS; BIGLAND-RITCHIE, 1983) entre estas grandezas.

Entretanto, outros estudos indicam ser essa uma relação complexa de ser observada: Utilizando sinais reais e simulados em contrações com nível de força crescente (em rampa), Farina (FARINA; FOSCI; MERLETTI, 2002) indicou não haver qualquer relação en-

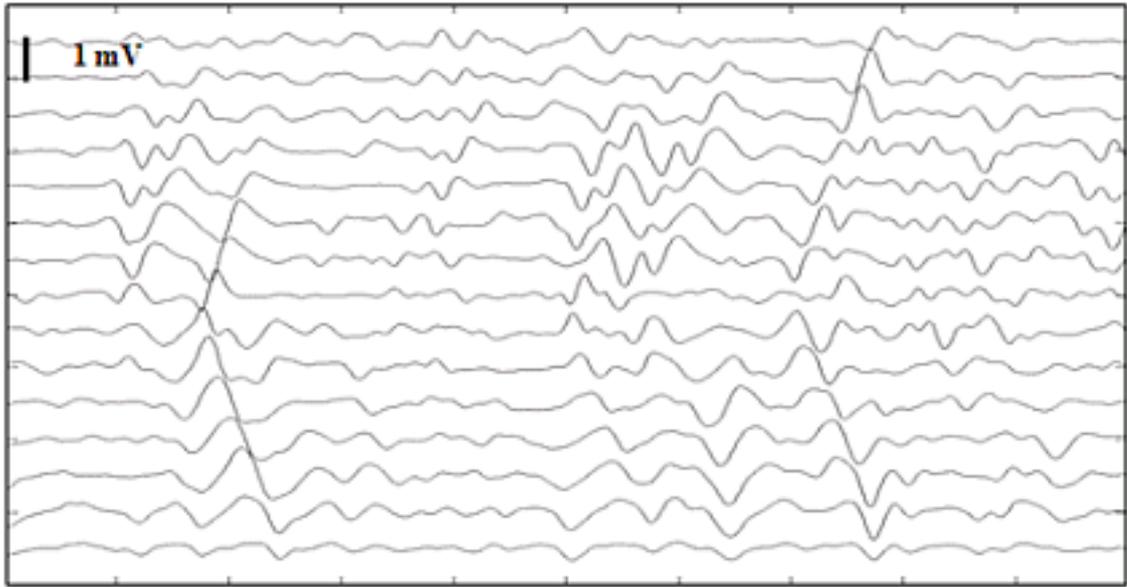


Figura 3: Sinal detectado por um arranjo de 16 eletrodos (15 canais diferenciais). No canal 8, observa-se um sinal de menor amplitude, adquirido muito próximo à zona de inervação (Modificado - Manual do usuário do eletromiógrafo EMG-16).

tre as variáveis espectrais ou de amplitude do sinal de EMG-S e o nível de força. Farina observa ainda que relações controversas foram relatadas em estudos passados (GERDLE; ERIKSSON; BRUNDIN, 1990; PETROFSKY; LIND, 1980; KNAFLITZ; MERLETTI; LUCA, 1990), creditando essas discrepâncias principalmente à negligência quanto aos efeitos do volume condutor nos sinais.

Apesar de a relação entre o nível de força exercida e o sinal de EMG-S ser controversa, existe certo consenso na literatura quanto aos efeitos da fadiga sobre esses sinais.

A fadiga, em linguagem coloquial, pode ser definida como uma falha ao manter um nível de força requerido ou esperado. Entretanto, a fadiga é um fenômeno complexo e de difícil definição, e suas manifestações podem ser observadas mesmo antes de haver falha na contração, especialmente em contrações submáximas.

Existem diversos locais onde a fadiga se manifesta no sistema neuromuscular (MERLETTI; PARKER, 2004): o córtex motor, o mecanismo excitatório, as estratégias de controle de motoneurônios espinhais (superiores) e de motoneurônios alfa (inferiores), as propriedades de condução dos motoneurônios, a transmissão neuromuscular, as propriedades de excitabilidade e de condução do sarcolema, o acoplamento excitação-contração, o fornecimento de energia metabólica e os mecanismos de contração. Assim sendo, dependendo de onde se encontra a fonte da fadiga demonstrada, ela pode ser classificada como fadiga central, fadiga de junção neuromuscular ou fadiga muscular.

Além disso, diversos fatores podem influenciar as estimativas de fadiga. Por

exemplo, em esforços voluntários, é mais comum a ativação simultânea de grupos musculares do que de um único músculo isoladamente (MERLETTI; PARKER, 2004). Até mesmo músculos antagônicos podem ser acionados durante contrações faticosas, influenciando as medições (BURNETT; LAIDLAW; ENOKA, 2000). Mesmo havendo apenas um único músculo envolvido, novas unidades motoras podem ser recrutadas para substituir aquelas fatigadas durante a contração (GAZZONI; FARINA; MERLETTI, 2001), alterando as características do sinal com a fadiga. Outros fenômenos fisiológicos, anatômicos e de instrumentação também influenciam este tipo de experimento. Portanto, ao estudar um fenômeno complexo como a fadiga, é necessário o desenvolvimento de protocolos específicos, procurando limitar e isolar os fatores envolvidos no processo.

De qualquer maneira, não existe uma unidade de medida para mensurar a fadiga em si. Para se determinar o nível da fadiga, é necessária a definição de índices, observando-se a evolução, durante o tempo de contração, de grandezas mensuráveis, como força, velocidade angular ou variáveis associadas ao sinal de EMG-S (MERLETTI; PARKER, 2004).

As seguintes características do sinal de EMG-S podem ser utilizadas para tanto: variáveis de amplitude, como o valor médio retificado (comumente chamado de ARV, sigla em inglês para *Average Rectified Value*) e o valor quadrático médio (comumente chamado de RMS, sigla em inglês para *Root Mean Square*); as chamadas frequências características, que são a frequência de potência média e a frequência de potência mediana (comumente chamadas de MNF e MDF, siglas em inglês para *Mean Frequency* e *Median Frequency*); e a velocidade de condução (VC) das fibras musculares.

O registro da evolução destas variáveis ao longo do tempo permite a construção dos chamados “gráficos de fadiga” (MERLETTI; CONTE; ORIZIO, 1991). Caso um aumento ou uma diminuição aproximadamente linear seja observado, é possível obter um índice para a fadiga tomando-se a inclinação da reta de regressão correspondente (MERLETTI; PARKER, 2004). Para interpretar o significado deste índice, é necessário conhecer o efeito exercido pela fadiga sobre cada uma destas variáveis.

De um modo geral, a VC decresce com a fadiga, e este processo está correlacionado com um deslocamento do espectro de potência para as frequências mais baixas (LUCA, 1984; GERDLE; LARSSON; KARLSSON, 2000; MERLETTI et al., 2002). Lindström (LINDSTRÖM, 1970) definiu um modelo matemático para descrever o efeito da velocidade de condução média sobre o espectro de potência. Seguindo a mesma linha, Merletti e Lo Conte (MERLETTI; CONTE, 1997), De Luca e Basmajian (LUCA; BASMAJIAN, 1978), entre outros, observaram uma relação direta entre a VC e as frequências características.

Em um trabalho bastante detalhado, Dimitrova e Dimitrov (DIMITROVA; DIMITROV, 2003) avaliaram diversas causas e efeitos da fadiga, e alegaram não ser a VC a única responsável pelo deslocamento do espectro. Seus resultados não contradizem os re-

sultados supracitados, apenas defendem que mudanças no potencial de ação intracelular, passíveis de ocorrer em face de fadiga (METZGER; FITTS, 1986), podem causar uma diminuição mais acentuada das frequências características do que aquelas induzidas somente por mudanças na VC. Entretanto, é preciso maior investigação para esclarecer em que condições ocorrem estes fenômenos.

Diferentes comportamentos da amplitude dos sinais de EMG em protocolos de fadiga são reportados na literatura: vários resultados mostram aumento da amplitude, atribuindo-o aos mais diversos fatores, como recrutamento de unidades motoras adicionais (EDWARDS; LIPPOLD, 1956), maior sincronismo das unidades motoras ativas (GANDEVIA, 2001) e bombeamento mais eficiente de íons de sódio e potássio (MCCOMAS; GALEA; EINHORN, 1994). No entanto, existem também registros de mudanças insignificantes, e até de quedas na amplitude dos sinais (SOLOMONOW et al., 1990, 1990; FITTS, 1994), sendo estas atribuídas a falhas nos sistemas de excitação e contração (BIGLAND-RITCHIE, 1981). Assim, alguns autores consideram não confiáveis associações feitas entre fadiga e amplitude do sinal de EMG-S (GERDLE; LARSSON; KARLSSON, 2000; VØLLESTAD, 1997).

Não obstante, em protocolos de contrações isométricas submáximas, um aumento gradual na amplitude dos sinais de EMG-S parece ser unanimamente observado (MATON; GAMET, 1989; FALLENTIN; JØRGENSEN; SIMONSEN, 1993; MENGSHOEL et al., 1995). Sob estas circunstâncias, os registros de EMG-S são considerados altamente reproduzíveis (AARS et al., 1996; VIITASALO; SAUKKONEN; KOMI, 1980; YANG; WINTER, 1983). O aumento na amplitude é atribuído predominantemente ao padrão de recrutamento: durante exercícios de intensidades submáximas, apenas uma fração das unidades motoras estão ativas no início da contração. Para manter a intensidade da contração, novas unidades motoras são recrutadas à medida em que a fadiga se desenvolve. É então possível que, sob estes protocolos, a amplitude dos sinais de EMG-S seja significativamente sensível apenas à componente de ativação neural da fadiga (fadiga central) (VØLLESTAD, 1997), de difícil observação, o que pode contribuir para a variabilidade observada nas relações entre amplitude e fadiga em protocolos diversos.

2.4 Diferenças entre gêneros

Os efeitos da fadiga não são sentidos de maneira idêntica por indivíduos diferentes. Estudos apontam que mulheres demonstram resistência à fadiga significativamente maior que homens em contrações submáximas nos extensores do joelho (MAUGHAN et al., 1986), flexores do cotovelo (MILLER et al., 1993), abductor pollicis (FULCO et al., 1999) e demais músculos das mãos (WEST et al., 1995). Estes estudos utilizaram contrações sub-máximas de 20 a 70% da máxima contração voluntária (MCV) e indicaram um tempo até se atingir

a fadiga de 47 a 86% maior em sujeitos femininos que em sujeitos masculinos.

Porém, essa superioridade feminina em relação à fadiga decai à medida em que a intensidade das contrações aumenta (HICKS; KENT-BRAUN; DITOR, 2001; MARTIN; RATTY, 2007). Por exemplo, nenhuma diferença significativa de fatigabilidade entre os gêneros dos sujeitos foi observada em contrações acima de 80% nos extensores do joelho (MAUGHAN et al., 1986), ou no músculo abductor pollicis, incorporando contrações máximas intermitentes (DITOR; HICKS, 2000).

Não existe consenso sobre a relevância dos fatores que influenciam as diferenças entre gêneros no comportamento dos músculos. Sabe-se apenas que os resultados dependem dos músculos estudados. Dentre os vários mecanismos suspeitos de serem os responsáveis pelas diferenças entre gêneros, podem ser destacados: (a) massa muscular, (b) utilização de substratos, (c) morfologia muscular e (d) estratégias neuromusculares de ativação e recrutamento (HICKS; KENT-BRAUN; DITOR, 2001).

(a) *Massa muscular.* O fato de mulheres possuírem, em geral, menor quantidade de massa muscular que homens, faz com que produzam forças musculares absolutas menores, enquanto realizam o mesmo esforço relativo (em relação à MCV). Essas forças absolutas menores envolvem uma menor compressão mecânica na vascularização local, havendo assim uma maior disponibilidade de oxigênio (MAUGHAN et al., 1986; MILLER et al., 1993). Apesar dessa especulação, Fulco (FULCO et al., 1999) observou homens e mulheres de força física (e, portanto, massa muscular) equiparada em contrações isométricas submáximas intermitentes repetidas até a exaustão usando o músculo abductor pollicis. Mesmo assim, as mulheres apresentaram, comparativamente, um menor decaimento da capacidade de geração de força em exercícios de curta e de longa duração, além de um tempo muito maior de resistência até a exaustão e uma recuperação mais rápida da capacidade de geração de força.

(b) *Utilização de substratos.* A literatura sugere que os homens possuem uma maior capacidade glicolítica. As mulheres possuem uma taxa de troca respiratória de 4 a 5% mais baixa que homens durante exercícios de resistência submáxima (< 70% do volume máximo de oxigênio), o que acarretaria em uma maior oxidação de gordura nas mulheres (TARNOPOLSKY, 1999; RUSS et al., 2005). De fato, biopsias musculares mostraram menor atividade de enzimas glicolíticas em mulheres, o que diminuiria seu potencial para glicose anaeróbica (ETTINGER, 1999). Estas evidências podem se traduzir em uma maior dependência em oxidação de ácidos gordurosos no metabolismo feminino, o que poderia prolongar sua resistência em certos tipos de atividades.

(c) *Morfologia muscular.* Diferenças nas proporções dos tipos de fibras musculares (tipo I e tipo II) alteram a demonstração da fadiga no sinal de EMG-S. Diferentes tipos de fibras possuem diferentes velocidades de condução e formas dos potenciais de ativação

distintos. Em geral, homens possuem fibras maiores que mulheres. Gerdle et al (GERDLE et al., 2000) apontaram fibras cerca de 30% maiores em homens que em mulheres no músculo vastus lateralis. Biópsias revelaram que a proporção de fibras do tipo I (em geral menores) é menor em homens que em mulheres, enquanto a área de seção é maior em homens. Foi demonstrado que fibras mais espessas (tipo II) possuem inerentemente um maior número de canais de íons Na^+ e K^+ , tornando sua velocidade de condução mais alta (PINCIVERO et al., 2000). Os homens, possuindo fibras mais espessas (ou maior quantidade relativa de fibras do tipo II) apresentam também maior fadigabilidade (BILODEAU et al., 2003). Apesar de haver sido observada uma maior concentração de fibras fatigáveis do tipo II em homens, em comparação a mulheres, no músculo vastus lateralis, o mesmo parece não ocorrer em outros músculos, como o bíceps braquial (HICKS; KENT-BRAUN; DITOR, 2001). De fato, não há evidência consistente de que o percentual do tipo de fibra muscular varie em gênero dentro de um músculo particular (STARON et al., 2000). Entretanto, em mulheres, tanto fibras musculares do tipo I quanto do tipo II têm uma área de seção transversa menor do que em homens (STARON et al., 2000; ALWAY et al., 1992; MILLER et al., 1993).

(d) *Estratégias neuromusculares de ativação e recrutamento.* Existem trabalhos que apontam diferenças entre gêneros nos padrões neuromusculares de ativação e de recrutamento das fibras musculares. Hakkinen (HAKKINEN, 1993) sugeriu um maior sincronismo na ativação neuromuscular em homens com relação a mulheres após exercícios de fadiga. Semmler et al. (SEMMLER; KUTZSCHER; ENOKA, 1999) demonstraram um aumento significativo no tempo de resistência durante contrações submáximas (15% MCV) dos flexores do cotovelo em mulheres, em comparação a homens, após um período de quatro semanas de imobilização, creditando esta diferença aos padrões de ativação neuromusculares. Estes estudos recentes são de grande relevância, pois desafiam conclusões passadas de que não haveria quaisquer componentes neurais de fadiga durante contrações voluntárias (MERTON, 1954). Outros estudos recentes (HERBERT; GANDEVIA, 1996; NIE et al., 2007) também sugerem diferenças entre homens e mulheres no controle motor central e na sincronização dos potenciais neuromusculares, indicando que homens demonstram de forma mais acentuada a fadiga central (MARTIN; RATTEY, 2007), com uma redução mais acentuada da ativação muscular voluntária.

2.5 O ciclo menstrual feminino

A Menstruação é um fenômeno fisiológico que ocorre nas mulheres caso não se dê a fecundação do ovócito II, permitindo a eliminação periódica da caduca do endométrio uterino (ou mucosa uterina) através da vagina. Nesse processo se dá o rompimento de alguns vasos sangüíneos, o que leva à ocorrência de uma pequena hemorragia (fluxo sangüíneo).

Em caso de não existir nenhuma laqueação das trompas (ou qualquer outra obstrução das mesmas), é eliminado também no fluxo menstrual o ovócito II que não foi fecundado.

O ciclo menstrual é comumente dividido em duas fases, folicular e lútea. No início da fase folicular, são observadas baixas concentrações de estrogênio e de progesterona. A concentração de estrogênio se eleva na segunda metade da fase folicular, sofrendo uma grande queda logo em seguida, no período da ovulação. Durante a fase lútea, ambos os níveis de estrogênio e progesterona se tornam altas, e também ambas decaem ao fim do ciclo. [Constantini et al., 2005; Wojtys et al., 1998]

Há relatos de que as flutuações hormonais ocorridas ao longo do ciclo menstrual feminino estão associadas a alterações nos tecidos musculares e a um aumento na incidência de lesões [Slauterbeck et al., 2002; Wojtys et al., 2002b]. Receptores de estrogênio e de progesterona foram detectados nos ligamentos cruzados anteriores [Liu et al., 1996]. Além disso, diversos estudos apontam uma forte relação entre picos nos níveis de estrogênio e o nível de frouxidão dos ligamentos cruzados anteriores [Deie et al., 2002; Shultz et al., 2004; Slauterbeck and Hardy, 2001], defendendo a influência hormonal nos fenômenos neuromusculares.

3 Métodos experimentais

3.1 Sujeitos

Participaram deste experimento quarenta e quatro adultos (dezenove homens e vinte e três mulheres) saudáveis e sem treinamento prévio neste protocolo. Devido a razões como desistência, excesso de tecido adiposo e grande presença de ruído em alguns sinais, apenas oito homens (idade: $26,9 \pm 4,0$; altura: $179 \text{ cm} \pm 7,3 \text{ cm}$; massa corporal: $71,5 \text{ kg} \pm 7,5 \text{ kg}$; média \pm desvio padrão) e dez mulheres (idade: $24,0 \pm 2,8$; altura: $166,2 \text{ cm} \pm 6,2 \text{ cm}$; massa corporal: $56,1 \text{ kg} \pm 6,5 \text{ kg}$) foram considerados para efeito de análise. Todos os sujeitos eram destros e todos reportaram não sofrer de qualquer tipo de desordem neuromuscular. Todos os sujeitos femininos possuíam um ciclo menstrual regular e não faziam uso de medicamentos hormonais por pelo menos seis meses antes do experimento. Todos os sujeitos receberam instruções prévias sobre o equipamento e o experimento e, em seguida, assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, além do questionário PAR-Q para atividade física. O protocolo experimental aqui descrito foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade de Brasília (registro de projeto: CEP-FM 022/2007).

3.2 Instrumentação e medições

Os sinais de EMG-S utilizados para análise foram adquiridos utilizando-se um arranjo linear flexível e biadesivo de oito eletrodos (LISiN Politecnico di Torino — SPES Medica, Milão, Itália), preenchidos com gel condutivo, como os ilustrados na Figura 4. Os eletrodos são constituídos de barras de 5 mm de comprimento por 1mm de largura, impressos sobre uma fita flexível, com distância intereletródica de 5 mm. Os sinais, adquiridos utilizando-se o modo diferencial simples, passaram por um eletromiógrafo de dezesseis canais com amplificação (EMG-16, LISiN Politecnico di Torino — Ottino Bioelettronica, Rivaloro, Itália), com ganho de tensão de 2.000 V/V, ruído de 1 mV RMS (com referência à entrada) e filtragem analógica passa-banda (10 Hz a 500 Hz, -3 dB, filtro de Bessel de quarta ordem), mostrado na Figura 5.

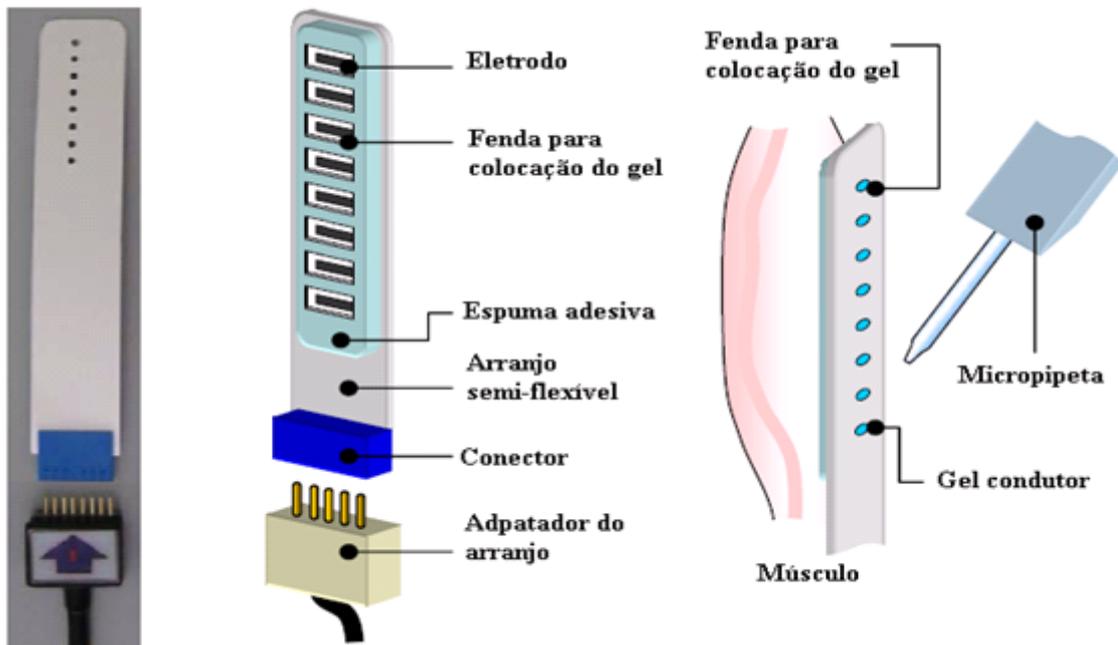


Figura 4: Arranjo linear flexível biadesivo de oito eletrodos com gel.
(Modificado - Manual do usuário do eletromiógrafo EMG-16).



Figura 5: Eletromiógrafo de dezesseis canais com amplificação.
(EMG-16, LISiN Politecnico di Torino — Ottino Bioelettronica, Rivaloro, Itália).

Em seguida, os sinais foram digitalizados por uma placa conversora analógico-digital de 12 bits (DAQ 6024-E, National Instruments, Austin-Tx, EUA) conectada a um laptop. Foram configurados uma taxa de 2.048 amostras/s e um ganho analógico de 2.000 V/V através do software EmgAcq (LISiN Politecnico di Torino, Rivaloro, Itália), execu-



Figura 6: Amplificador de força com feedback visual intuitivo.
(MISOII, LISiN Politecnico di Torino, Turim, Itália).

tado em sistema operacional Windows XP (Microsoft, EUA). Um eletrodo de referência, em forma de pulseira, foi posicionado no pulso direito dos sujeitos. A carga mantida pelos sujeitos durante as contrações foi mensurada com o auxílio de uma célula de carga Modelo TS (AEPH do Brasil, São Paulo, Brasil) de 50 kgf de carga máxima, tendo sido a sua saída elétrica amplificada por um amplificador de força com feedback visual intuitivo (MISOII, LISiN Politecnico di Torino, Turim, Itália), mostrado na Figura 6, e gravada concomitantemente ao sinal de EMG-S.

Para o mapeamento da melhor região para a aquisição de EMG-S, uma configuração similar foi utilizada, porém utilizando um arranjo linear semi-flexível de dezesseis eletrodos secos, em forma de barras de prata de 10 mm (comprimento) por 1 mm (largura), distância intereletródica de 5 mm (LISiN Politecnico di Torino — Ottino Bioelettronica, Rivaloro, Itália).

3.3 Procedimentos Gerais

Primeiramente, o sujeito se sentou em uma cadeira construída especificamente para este protocolo experimental. Conforme ilustra a Figura 7, o cotovelo direito foi apoiado em um suporte, mantendo um ângulo interno articular de 90° entre o antebraço e o braço. O braço direito permaneceu paralelo ao plano sagital do corpo. O braço esquerdo permaneceu relaxado sobre a coxa esquerda. Com a mão direita, o sujeito segurou uma empunhadura de madeira presa à célula de carga que foi, por sua vez, presa à base da



Figura 7: Sujeito sentado na cadeira, na posição utilizada em todas as aquisições. Em todas as aquisições foi utilizado um ângulo interno articular de 90° entre o antebraço e o braço.

cadeira. Todas as aquisições de EMG-S foram realizadas com o sujeito nessa posição.

Antes de os eletrodos serem posicionados, foi medida a máxima contração voluntária (MVC: *Maximum Voluntary Contraction*) do sujeito. Foram realizadas três contrações isométricas com duração de 3 s cada, intercaladas por um minuto de descanso. O valor máximo das três contrações foi adotado como o valor final da MVC e registrado automaticamente pelo equipamento. Foi empregado estímulo verbal para garantir a realização da MVC (MCNAIR et al., 1996).

A etapa seguinte foi a preparação da pele para a futura aplicação dos eletrodos de captação. A preparação incluiu depilação com lâmina descartável, abrasão com álcool e lavagem com água.

Em seguida, para identificar a melhor região de aquisição de EMG-S, posicionou-se o arranjo linear de dezesseis eletrodos secos sobre a cabeça curta do bíceps braquial. O arranjo foi colocado paralelo à direção da fossa cubital — acrômio medial.

O sujeito realizou então contrações isométricas a 30% da MVC, mantidas por 3 s, sendo os sinais observados em tempo real pelo software EmgAcq. Essa e todas as aquisições subsequentes foram iniciadas após a força atingir um valor estável, o que geralmente ocorreu após 1 s do início da contração. Em um processo de tentativa e erro, deslocou-se o arranjo de eletrodos sobre o músculo e repetiu-se a aquisição até serem observadas a localização da zona de inervação e uma boa propagação dos sinais, como nos sinais da Figura 3, na página 9. Com o mapeamento é possível evitar as zonas de

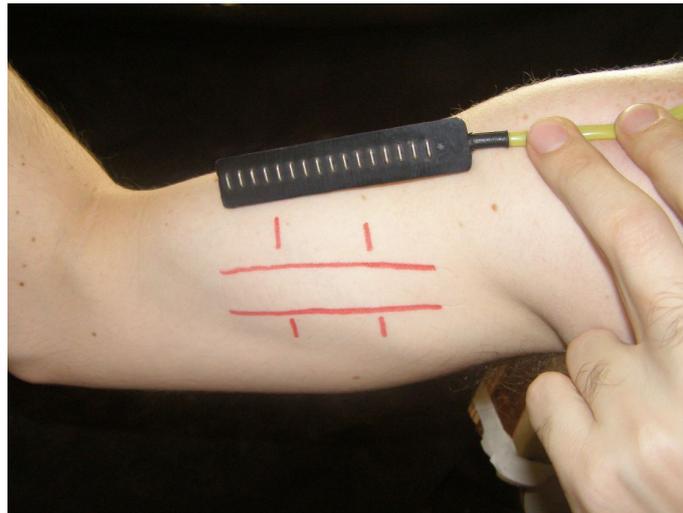


Figura 8: Marcação da região ótima para aquisição de EMG-S. Após medição com arranjo seco de dezesseis eletrodos, a pele do sujeito foi marcada com caneta atóxica, indicando a região ótima de aquisição.

inervação e de tendão, além de descobrir a direção das fibras musculares (FARINA et al., 2004). A região mapeada foi então marcada com caneta, conforme indicado na Figura 8.

Então, o arranjo biadesivo de oito eletrodos foi fixado na região marcada e foi aplicado o gel condutor. Foi realizada uma aquisição de 10 segundos com o bíceps direito do sujeito em repouso, a fim de medir o nível de ruído no ambiente. Essa precaução permitiu identificar fortes fontes de ruído de 60 Hz, como lâmpadas fluorescentes acesas, presentes no momento da aquisição, evitando a captação de sinais contaminados por este ruído.

A seguir, o sujeito segurou a empunhadura na mesma posição das aquisições anteriores e realizou três contrações isométricas a 20% da MVC, mantidas por 10 s. Foi determinado um período de repouso de 3 minutos ao fim de cada contração, minimizando a fadiga. Por fim, o sujeito realizou duas contrações isométricas a 40% da MVC, mantidas por 90 s. Houve um período de repouso de 15 minutos entre estas aquisições, com o intuito de voltar o músculo ao seu estado original, não fatigado. Todos os sujeitos reportaram fadiga durante as aquisições de 90 s, mas mantiveram o mesmo nível de força até o fim das mesmas. Para tanto, foi novamente utilizado estímulo verbal.

Apenas os sinais captados durante as contrações de 90 s foram considerados para análise. Os sinais captados durante as contrações de 10 s foram simplesmente armazenados, formando um banco de dados de sinais para ser usado em outros estudos.

Os sujeitos masculinos realizaram apenas uma sessão deste protocolo experimental, sendo doravante referenciados por grupo M. Os sujeitos femininos, por sua vez, realizaram quatro sessões do protocolo experimental, com um intervalo de uma semana entre

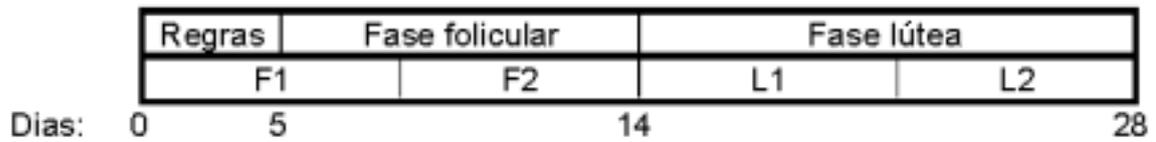


Figura 9: Divisão das fases do ciclo menstrual em 4 semanas consecutivas. A data das regras menstruais foi considerada o marco inicial do ciclo.

cada sessão. Todos os sujeitos femininos reportaram o dia em que tiveram suas regras menstruais. Com base nessa informação, as fases folicular e lútea foram estimadas, permitindo a divisão do ciclo menstrual em quatro períodos de uma semana, dividindo os resultados femininos em quatro grupos correspondentes: F1 e F2 para a fase folicular, e L1 e L2 para a fase lútea, como ilustrado na Figura 9. A primeira aquisição dos sujeitos femininos foi realizada em qualquer fase do ciclo menstrual, de acordo com a disponibilidade dos mesmos. Iniciando-se as sessões em períodos aleatórios do ciclo menstrual evitou-se a possibilidade de ter havido treinamento dos sujeitos ao longo das sucessivas aplicações do protocolo experimental. A semana em que cada sujeito feminino teve suas regras menstruais foi então classificada como fase F1, e as demais fases foram determinada de forma cíclica.

3.4 Processamento dos dados

Para cada sujeito, apenas um par adjacente de sinais diferenciais simples foi considerado para análise, dentre os sete sinais adquiridos pelo arranjo de eletrodos. Estes sinais foram selecionados após a análise de todos os pares adjacentes de sinais de ambas as aquisições de 90 s, sendo os critérios de seleção um alto coeficiente de correlação cruzada (superior a 75%) e um valor de CV próximo ao valor fisiológico de 4 m/s. Este par de sinais foi então utilizado para estimar a CV ao longo do tempo.

O sinal de maior amplitude deste par foi utilizado para se estimar as frequências características (MNF e MDF). Estes estimadores são comumente analisados em conjunto (FARINA; MERLETTI, 2000), pois cada um apresenta características próprias a serem observadas: a MNF possui um menor desvio padrão (FARINA; MERLETTI, 2000), enquanto a MDF é menos afetada pelo ruído (STULEN; LUCA, 1981) e mais afetada pela fadiga, uma vez que o espectro se torna mais oblíquo na presença da fadiga.

Este mesmo sinal foi então utilizado para calcular o valor RMS. O valor ARV não foi analisado, pois não apresenta resultados significativamente diferentes ao RMS em situações experimentais (FARINA; MERLETTI, 2000).

Com o objetivo de acompanhar a evolução das variáveis do sinal de EMG-S

durante a contração isométrica fatigante de 90 s, todas as estimativas foram realizadas utilizando-se uma janela deslizante de 0,5 s, com sobreposição de 50%, construindo “gráficos de fadiga” (MERLETTI; CONTE; ORIZIO, 1991). Farina e Merletti (FARINA; MERLETTI, 2000) demonstraram que este tamanho de janela minimiza o desvio padrão associado às frequências características, sendo portanto o mais adequado à análise de fadiga.

Em seguida, para cada gráfico de fadiga (CV, MNF, MDF e RMS), uma reta de regressão foi traçada. Utilizou-se como índice de fadiga (MERLETTI; CONTE; ORIZIO, 1991) o coeficiente angular (inclinação) da reta de regressão normalizado pelo coeficiente linear (valor inicial) da mesma. A normalização das características dos sinais de EMG-S é essencial para a comparação da atividade muscular entre diferentes sujeitos (BOLGLA; UHL, 2007). Métodos de normalização baseados em contrações submáximas, como as aqui empregadas, são em geral mais confiáveis que os baseados na MVC (YANG; WINTER, 1983), pois a MVC registrada nem sempre representa de fato a máxima capacidade de ativação muscular (ENOKA; FUGLEVAND, 1993).

Para a estimativa da CV, foi utilizado o algoritmo de máxima verossimilhança desenvolvido e publicado pelo presente autor e colaboradores (SALOMONI et al., 2007), adaptando um método proposto por Farina (FARINA et al., 2001). Em seu trabalho, Farina propôs uma generalização do clássico algoritmo de alinhamento espectral de duas formas de onda, originalmente proposto por McGill (MCGILL; DORFMAN, 1984), estendendo sua aplicação para sinais captados por mais de dois eletrodos.

O método considera que, em condições ideais, desprezando-se efeitos geométricos e fisiológicos, os sinais observados em diferentes eletrodos são idênticos, a menos de um atraso temporal e da presença de ruído branco aditivo Gaussiano, conforme indica a equação (3.1). Assim, assumindo ser a velocidade de condução constante no período de tempo de 0,5 s (tamanho da janela escolhida) e conhecendo-se a distância intereletródica, a determinação do atraso temporal entre os sinais permite o cálculo direto da velocidade de condução a partir das conhecidas relações do movimento retilíneo uniforme.

$$x_k[n] = s[n - (k - 1)\theta] + w \quad (3.1)$$

onde $s[n]$ é a forma de onda básica, $x[n]$ é o sinal deslocado, θ é o atraso existente entre sinais de eletrodos adjacentes, n representa a amostra atual, k indica o índice do eletrodo considerado e w é uma componente de ruído branco aditivo Gaussiano.

Naturalmente, em uma aplicação real, a forma de onda básica, $s[n]$, não é conhecida. Entretanto, esta pode ser estimada pela média dos sinais de todos os eletrodos considerados no cálculo, devidamente deslocados, à exceção do eletrodo “ k ”, considerado o eletrodo “atual”, como indicado pela equação (3.2). O eletrodo atual é excluído da

estimativa, pois o objetivo do algoritmo é determinar o deslocamento temporal de cada sinal com relação a todos os outros.

$$\widehat{s}[n] = \frac{1}{K-1} \sum_{i=1}^K x_i[n + (i-1)\theta] \quad (3.2)$$

onde $\widehat{s}[n]$ é a estimativa da forma de onda básica, K é o número total de eletrodos utilizados na estimativa e $x_k[n]$ é o sinal do k -ésimo eletrodo.

Previamente à estimativa da CV, os sinais são filtrados utilizando-se um filtro diferencial modificado, descrito pela equação (3.3), cuja resposta em frequência está ilustrada na Figura 10. Ao contrário de um filtro diferencial comum, além de realçar as componentes de alta frequência, este filtro também atenua parte do ruído de frequências ainda mais altas.

$$h[n] = \delta[n+1] - \delta[n-1] \quad (3.3)$$

onde $h[n]$ é a resposta impulsional do filtro e $\delta[n]$ é a função impulso de Dirac.

O estimador de máxima verossimilhança (MLE: *Maximum Likelihood Estimator*) pode ser definido como o valor do atraso θ que minimiza o erro quadrático médio de cada sinal com relação ao sinal de base $\widehat{s}[n]$, que é definido como a média de todos os outros sinais. Esse erro quadrático médio é dado pela soma dos erros quadráticos individuais. Ou seja:

$$e_{MLE}^2 = \sum_{k=1}^K \sum_{n=1}^N (x_k[n] - \widehat{s}[n - (k-1)\theta])^2 \quad (3.4)$$

$$= \sum_{k=1}^K e_k^2 \quad (3.5)$$

onde N é o número total de amostras de um sinal e

$$e_k^2 = \sum_{n=1}^N \left(x_k[n] - \frac{1}{K-1} \sum_{i=1, i \neq k}^K x_i[n + (i-k)\theta] \right)^2. \quad (3.6)$$

A minimização do erro quadrático médio no domínio do tempo limitaria a precisão do estimador MLE ao período de amostragem. Para contornar este problema, transporta-se a equação para domínio da frequência (MCGILL; DORFMAN, 1984). Neste domínio, o atraso se torna uma variável contínua e não existe nenhum limite de precisão. Assim, a equação (3.6) se torna:

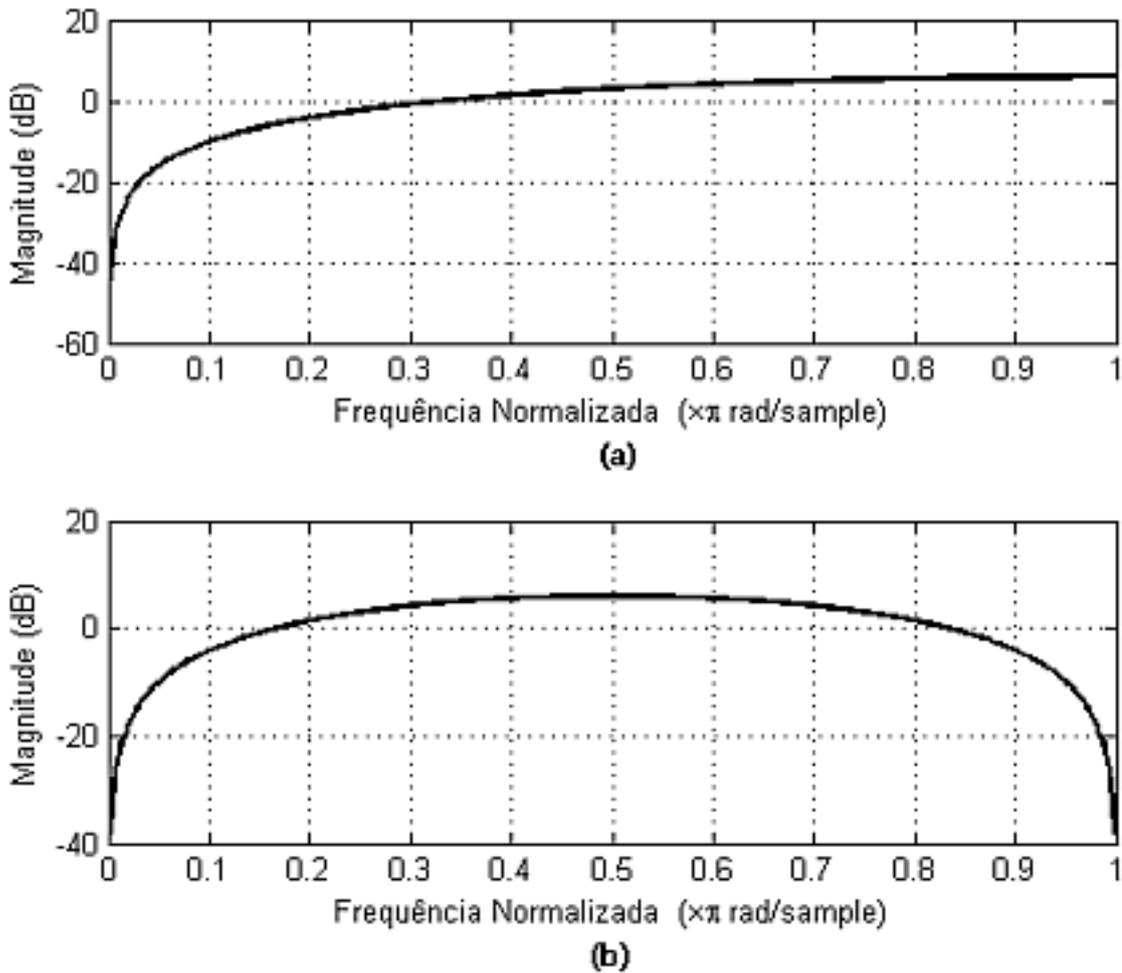


Figura 10: Resposta em frequência dos filtros diferenciais (a) simples e (b) modificado. Observa-se que o filtro diferencial modificado, cuja resposta impulsional é descrita pela equação (3.3), realça componentes de alta frequência e também atenua parte do ruído de frequências ainda mais altas.

$$e_k^2 = \frac{2}{N} \sum_{\alpha=1}^{N/2} \left| \frac{1}{K-1} \sum_{i=1, i \neq k}^K X_i[\alpha] e^{\frac{j2\pi\alpha(i-k)\theta}{N}} - X_k[\alpha] \right|^2 \quad (3.7)$$

Pode-se determinar os valores mínimos da equação (3.7) encontrando-se os valores de θ para os quais a derivada de primeira ordem se torna zero. Para tanto, aplica-se o método de resolução numérica de Newton (PRESS et al., 2002). Partindo-se de um valor inicial razoável (o valor fisiológico tradicional de 4 m/s), a sucessiva aplicação do método iterativo da equação (3.8) leva θ a convergir para o atraso temporal ótimo, que minimiza o erro definido em (3.4) (FARINA et al., 2001).

$$\theta_{m+1} = \theta_m - \frac{\frac{de_{MLE}^2}{d\theta}|_{\theta_m}}{\frac{d^2e_{MLE}^2}{d\theta^2}|_{\theta_m}} \quad (3.8)$$

onde $m = 0, 1, 2, \dots$, $\frac{d}{d\theta}$ indica uma derivada de primeira ordem e $\frac{d^2}{d\theta^2}$ indica uma derivada de segunda ordem.

As derivadas de primeira e segunda ordem do erro quadrático médio podem ser obtidas a partir das derivadas dos erros quadráticos individuais:

$$\frac{de_{MLE}^2}{d\theta} = \sum_{k=1}^K \frac{de_k^2}{d\theta} \quad (3.9)$$

$$\frac{d^2e_{MLE}^2}{d\theta^2} = \sum_{k=1}^K \frac{d^2e_k^2}{d\theta^2} \quad (3.10)$$

Para estimar as frequências características, f_{MNF} e f_{MDF} , e o valor RMS, foram utilizadas as equações (3.11), (3.12) e (3.13), respectivamente, amplamente utilizadas na literatura (FARINA; FOSCI; MERLETTI, 2002).

$$f_{MNF} = \frac{\sum_{i=1}^M f_i P_i}{\sum_{i=1}^M P_i} \quad (3.11)$$

$$\sum_{i=1}^{f_{MDF}} P_i = \sum_{f_{MDF}}^M P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M P_i \quad (3.12)$$

onde f_{MNF} é a frequência média, f_{MDF} é a frequência mediana, i representa o índice do harmônico, M indica o maior harmônico considerado e P_i corresponde à i -ésima linha do espectro de potência. Como pode ser observado, f_{MNF} representa a frequência média ponderada sobre o espectro de potência, enquanto f_{MDF} é definida como a frequência que divide o espectro de potência ao meio.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (3.13)$$

onde x_i é a i -ésima amostra do sinal e N é o número total de amostras.

3.5 Análise estatística

Para cada grupo de resultados (M, F1, F2, L1 e L2), os valores normalizados dos índices de fadiga de cada variável (CV, MNF, MDF e RMS) foram testados pelo teste de normalidade de Shapiro-Wilk. Este teste verifica o quanto uma dada distribuição aleatória se aproxima da distribuição normal (SÁ, 2003), testando a hipótese nula de que a distribuição testada e a normal são idênticas. É considerado um teste robusto, especialmente para amostras pequenas (em torno de dez amostras) (SÁ, 2003).

Em seguida, foi realizado o teste de Levene (OLKIN, 1960) para a igualdade de variâncias, comparando a variância do grupo M com as variâncias de cada um dos grupos femininos. Este teste verifica a hipótese nula de que as variâncias de duas populações são idênticas. Com ele, determina-se se é possível ou não assumir variâncias iguais ao avaliar os resultados dos testes t de Student.

Por fim, testes t para amostras independentes foram realizados para comparar os resultados do grupo M com os resultados de cada um dos grupos femininos. O teste t para amostras independentes é usado para testar a hipótese nula de que duas populações são idênticas ($H_0 : Q1 = Q2$) (LANDAU; EVERITT, 2004). Para aplicar este teste, é necessário que todas as observações realizadas sejam independentes entre si. Assume-se que a variável a ser comparada possui uma distribuição normal com o mesmo desvio padrão em ambas as distribuições, embora essa condição seja, em algumas situações, negligenciada devido ao pequeno número de amostras.

Em todos os testes, foi inserido um grupo adicional, F_{TOTAL} , que considera todos os resultados femininos em conjunto. Esse grupo adicional será bastante útil na comparações entre gêneros.

Toda a análise estatística foi realizada utilizando-se o software *SPSS 16.0 for Windows* (SPSS Inc.).

4 Resultados

A Tabela 1 mostra a média e o desvio padrão de cada conjunto de índices de fadiga normalizados (inclinação da reta de regressão normalizada pelo valor inicial dessa reta) de cada grupo (M, F1, F2, L1, L2 e F_{TOTAL}). Conforme mencionado, foi inserido à análise um grupo que foi chamado de F_{total} , que é um conjunto de todos os resultados femininos, independente da fase do ciclo menstrual. É possível observar claramente, em todos os índices de fadiga, que os valores desse grupo F_{total} foram em média menores que os valores masculinos, o que pode indicar que as mulheres de fato demonstraram níveis menores de fadigabilidade que os homens.

Entretanto, é importante observar as variações sofridas pelos índices ao longo do ciclo menstrual feminino. Os índices baseados no valor RMS, na frequência média e na frequência mediana não demonstram padrões muito bem determinados. No entanto, os índices baseados na velocidade de condução, que são os mais recomendados hoje para se determinar o nível de fadiga, demonstram que as mulheres demonstram níveis menos intensos de fadiga apenas no início das fases folicular e lútea do ciclo menstrual, correspondendo aos grupos F1 e L1. Ao fim dessas fases, as mulheres demonstraram, na verdade, índices de fadiga muito similares aos masculinos, sendo até um pouco maiores em média.

Tabela 1: Média e desvio padrão ($\times 10^{-3}$) dos índices de fadiga normalizados. Resultados dos sujeitos masculinos (M) e dos sujeitos femininos, na primeira e segunda semanas das fases folicular (F1 e F2) e lútea (L1 e L2) do ciclo menstrual, além do

grupo F_{TOTAL} .							
Índice	Estatística	M	F1	F2	L1	L2	F_{TOTAL}
RMS	Média	8,719	4,692	6,616	6,676	7,469	6,363
	Desvio	3,362	1,851	3,388	5,900	6,114	4,601
MNF	Média	-4,063	-3,115	-2,221	-2,389	-3,386	-2,777
	Desvio	0,641	1,334	1,411	0,919	1,627	1,385
MDF	Média	-4,525	-3,035	-2,075	-2,267	-3,245	-2,656
	Desvio	0,217	1,418	1,479	0,966	1,674	1,443
CV	Média	-1,787	-1,013	-1,921	-0,858	-2,183	-1,494
	Desvio	0,256	0,681	1,228	0,575	0,985	1,042

A Tabela 2 mostra os resultados da aplicação do teste de Shapiro-Wilk de normalidade a estas distribuições. Com a exceção de um único valor da Tabela, todas as distribuições foram consideradas normais com um nível de significância de 0,05.

Tabela 2: Teste de Shapiro-Wilk para normalidade de distribuições.

O teste foi aplicado em cada índice de fadiga normalizado para os sujeitos masculinos (M) e femininos na primeira e segunda semanas das fases folicular (F1 e F2) e lútea (L1 e L2) do ciclo menstrual, além do grupo F_{TOTAL} .

Índice	Shapiro-Wilk	M	F1	F2	L1	L2	F_{TOTAL}
RMS	Estatística	0,846	0,884	0,860	0,962	0,950	0,949
	Significância	0,087	0,144	0,075	0,805	0,673	0,071
MNF	Estatística	0,909	0,814	0,848	0,851	0,955	0,948
	Significância	0,349	0,022	0,054	0,059	0,733	0,066
MDF	Estatística	0,891	0,925	0,921	0,898	0,973	0,966
	Significância	0,241	0,404	0,367	0,211	0,920	0,268
CV	Estatística	0,933	0,945	0,858	0,947	0,989	0,934
	Significância	0,543	0,609	0,073	0,629	0,995	0,021

A Tabela 3 mostra os resultados da aplicação do teste de Levene para a igualdade de variâncias. O teste comparou a variância dos resultados do grupo M com as variâncias

de cada um dos grupos femininos. Aos grupos femininos que apresentaram variância homogênea com relação ao grupo M (significância $> 0,05$), foi aplicado o teste t de Student assumindo-se a hipótese de variâncias idênticas, ou seja, de homogeneidade das variâncias. Aos demais grupos femininos, foi aplicado uma versão do teste t de Student que permite que as variâncias sejam diferentes (essa versão do teste é descrita em detalhes em (EVERITT; RABE-HESKETH, 2001)).

Tabela 3: Teste de Levene para a igualdade de variâncias.

Compara-se a variância das estimativas dos índices de fadiga normalizados dos sujeitos masculinos (M) com as variâncias das estimativas dos sujeitos femininos na primeira e segunda semanas das fases folicular (F1 e F2) e lútea (L1 e L2) do ciclo menstrual, além da variância do grupo F_{TOTAL} .

Índice	Levene	F1	F2	L1	L2	F_{TOTAL}
RMS	F	3,444	0,055	0,749	1,381	0,267
	Significância	0,082	0,817	0,400	0,257	0,608
MNF	F	4,804	6,709	11,506	9,519	8,186
	Significância	0,044	0,020	0,004	0,007	0,006
MDF	F	6,970	5,339	3,199	10,103	7,493
	Significância	0,018	0,035	0,093	0,006	0,009
CV	F	9,710	12,725	3,199	6,020	7,020
	Significância	0,007	0,003	0,093	0,026	0,011

Por fim, ap Tabela 4 sumariza os resultados dos testes t de Student, novamente comparando os resultados do grupo M com cada um dos grupos femininos. Com base no valor RMS, foram detectadas diferenças significativas apenas entre os grupos M e F1 ($p < 0,05$). Para o índice de fadiga obtido usando a MNF, foram verificadas diferenças significativas entre o grupo M e todos os demais, à exceção do grupo L2 que, ao contrário, mostrou forte similaridade estatística ($p > 0,20$) com o grupo M. Esta mesma tendência é observada com base na MDF. Para os valores de CV, foram encontradas diferenças significativas apenas entre os grupos M e F1 e entre os grupos M e L1.

Verificando os resultados dos testes t de Student para os índices baseados na velocidade de condução, é possível confirmar o padrão apontado pela tabela 1: No início das fases folicular e lútea, referentes aos grupos F1 e L1, de fato existem diferenças significativas entre homens e mulheres, ou seja, de fato as mulheres demonstraram níveis menos intensos de fadiga. No entanto, não foi observada qualquer diferença significativa entre gêneros nos sinais observados no fim dessas fases do ciclo menstrual feminino, referentes aos grupos F2 e L2.

Tabela 4: Teste t de Student para amostras independentes.

Compara-se a média das estimativas dos índices de fadiga normalizado dos sujeitos masculinos (M) com as médias das estimativas dos sujeitos femininos na primeira e segunda semanas das fases folicular (F1 e F2) e lútea (L1 e L2) do ciclo menstrual, além do grupo F_{TOTAL} .

Índice	t de Student	F1	F2	L1	L2	F_{TOTAL}
RMS	t	3,239	1,313	0,870	0,517	1,372
	Significância	0,005	0,208	0,397	0,612	0,177
MNF	t	-2,244	-4,125	-5,745	-1,316	-2,603
	Significância	0,051	0,003	0,000	0,221	0,012
MDF	t	3,274	-5,170	-4,228	-2,392	-3,625
	Significância	0,009	0,000	0,001	0,039	0,001
CV	t	-3,314	0,336	-4,228	1,221	-0,785
	Significância	0,006	0,743	0,001	0,249	0,437

Para melhor ilustrar os resultados contidos na Tabela 1, as figuras 11, 12, 13 e 14, a seguir, mostram uma análise dos índices de fadiga de todos os grupos (M, F1, F2, L1 e L2) nos chamados “gráficos de caixas” (TUKEY, 1977). Esses gráficos são úteis para comparar diferentes distribuições de forma intuitiva e para identificar *outliers*.

A caixa em si indica as amostras contidas nos 50% centrais da distribuição. Assim, a fronteira superior indica o septuagésimo quinto percentil do conjunto de amostras e a fronteira inferior indica o vigésimo quinto percentil. A linha dentro da caixa indica a mediana. As extremidades das linhas horizontais indicam os valores mínimo e máximo da distribuição, estendendo-se até, no máximo, 1,5 vezes o intervalo inter-quartil. Eventuais *outliers* que se encontrem além desse limite são representados por pontos após as linhas horizontais.

Pela análise do gráfico da figura 14, com os índices baseados na velocidade de condução, verifica-se claramente que os grupos F2 e L2 não demonstraram diferenças significativas com o grupo masculino. Como esse é um gráfico de valores negativos, os valores mais acima, referentes aos grupos F1 e L1, indicam valores absolutos menores dos índices de fadiga, observados no início de cada fase do ciclo. Esse comportamento demonstra haver influência significativa da fase do ciclo hormonal sobre o nível de fatigabilidade feminino.

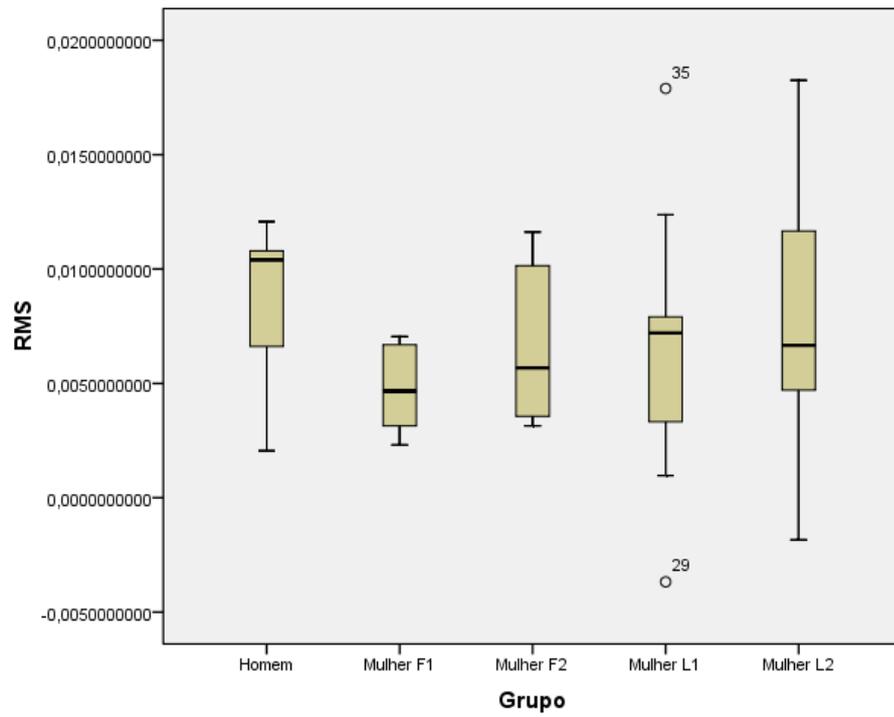


Figura 11: Gráficos de caixas para os índices de fadiga calculados pelo valor RMS.

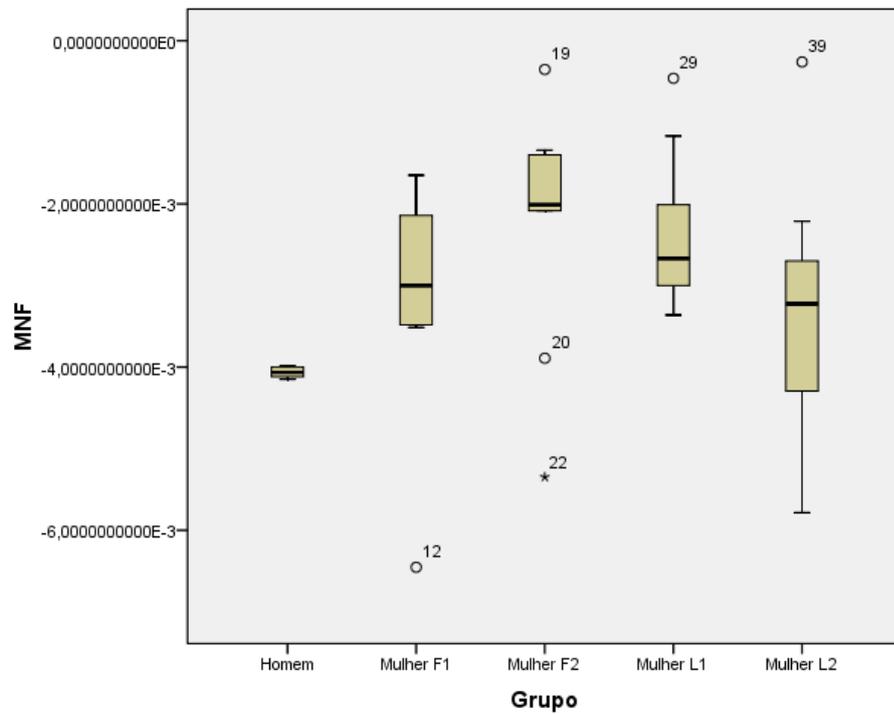


Figura 12: Gráficos de caixas para os índices de fadiga calculados pela MNF.

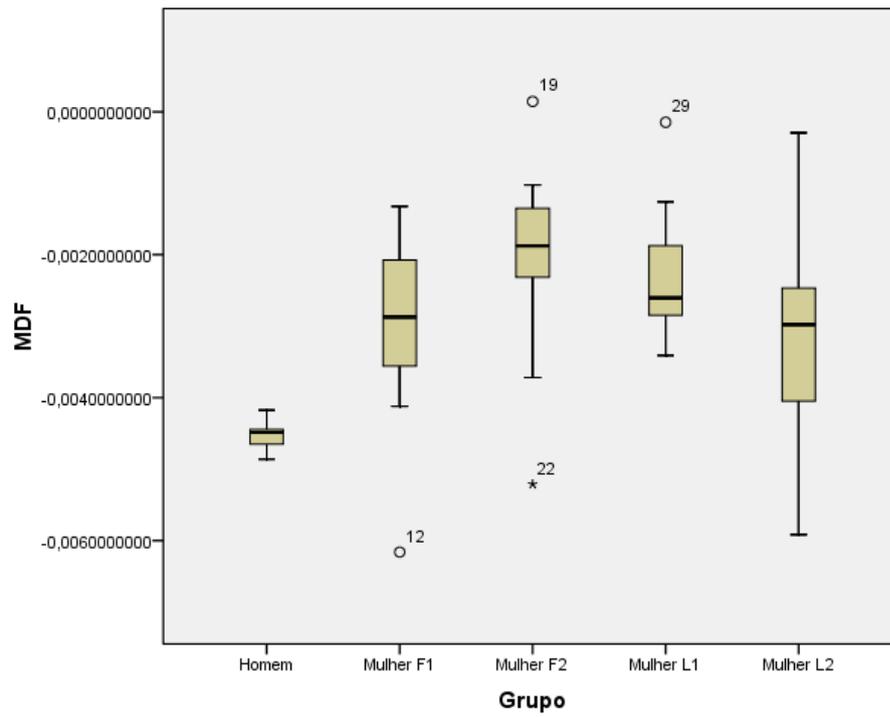


Figura 13: Gráficos de caixas para os índices de fadiga calculados pela MDF.

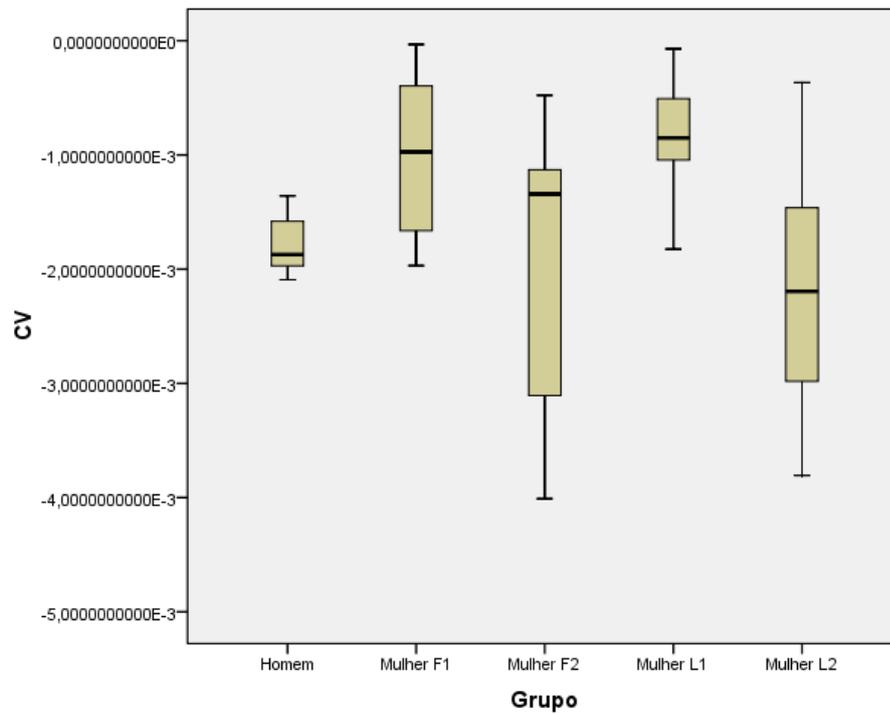


Figura 14: Gráficos de caixas para os índices de fadiga calculados pela CV.

5 Análise e Discussão

O objetivo principal deste trabalho foi apontar as diferenças no comportamento das variáveis do sinal eletromiográfico de superfície entre homens e mulheres durante contrações isométricas do músculo bíceps braquial, considerando cada semana do ciclo menstrual feminino isoladamente. Os sinais foram adquiridos durante contrações isométricas mantidas por 90 s a 40% da MVC, assegurando a presença de fadiga.

Apesar de a Tabela 4, na página 29, demonstrar diferenças significativas entre homens e mulheres apenas na fase F1 do ciclo menstrual para a variação do valor RMS, a Tabela 1 mostra uma tendência geral de menor variação deste índice para o gênero feminino, uma vez que o valor médio feminino (grupo F_{TOTAL}) foi inferior ao valor médio masculino.

Conforme citado no capítulo 2, em contrações isométricas submáximas, um aumento na amplitude dos sinais de EMG-S pode ser interpretado como um indicativo de fadiga (MAUGHAN et al., 1986; MATON; GAMET, 1989; FALLENTIN; JØRGENSEN; SIMONSEN, 1993; MENGSHOEL et al., 1995). Considerando então a relação positiva entre o aumento do valor RMS e o nível de fadiga, pode-se afirmar que as voluntárias demonstraram, em média, um menor grau de fatigabilidade que os homens. Esse resultado está em acordo com conclusões apontadas por diversos autores acerca das diferenças entre gêneros (CLARK et al., 2003; HICKS; KENT-BRAUN; DITOR, 2001; HUNTER et al., 2004b; RUSS; KENT-BRAUN, 2003).

Entretanto, estudos mostram que sujeitos do sexo feminino não praticantes de exercícios físicos regulares, como os participantes do presente experimento, apresentam mais fortemente sintomas pré-menstruais, tais como crescimento das mamas, maior apetite, inchaço e alterações de humor, que sujeitos praticantes de atividades físicas (MASTERSON, 1999; PRIOR; VIGNA; MCKAY, 1992). Esse fato aparentemente não foi considerado em nenhum dos estudos anteriores, o que sugere maior rigor ao analisar as comparações entre gêneros descritas na literatura. No presente estudo, mesmo tendo sido empregado forte estímulo verbal, é possível que as mulheres tenham sido influenciadas por esses sintomas quando tiveram sua MVC mensurada. Se alguma voluntária foi assim influenciada, então suas contrações isométricas de 90 s corresponderam a níveis de força inferiores a 40% de

sua MVC “real”. Isso pode explicar porque não foram observadas diferenças significativas entre homens e mulheres nas fase F2, L1 e L2 do ciclo menstrual para os índices baseados no valor RMS. Assim, deve ser realizada uma análise mais criteriosa para aferir sobre os níveis de fadiga.

O indicador de fadiga mais comumente utilizado na literatura é o deslocamento das frequências características (MNF e MDF) na direção das frequências mais baixas, ou seja, uma compressão do espectro. Os valores destes índices, mostrados na Tabela 1, repetem o padrão apontado pelo valor RMS, sugerindo fortemente um menor nível de fatigabilidade por parte dos sujeitos femininos. Na Tabela, todos os índices baseados nas frequências características observados para os sujeitos femininos foram, em média, inferiores aos observados para os sujeitos masculinos. De fato, os testes t de Student comparando o grupo M com o grupo F_{TOTAL} indicam diferenças significativas ($p < 0,05$) entre gêneros para ambos os índices baseados nas frequências características.

Todavia, nos últimos anos tem-se defendido que o decaimento da velocidade de condução (CV: *Conduction Velocity*) pode representar um estimador de fadiga mais robusto e mais confiável que os valores de amplitude e frequência, uma vez que a CV leva consigo informações não somente sobre as frequências características (LUCA, 1984), como também relacionadas às propriedades das membranas das fibras musculares e à fadiga muscular periférica (FARINA et al., 2002). Além disso, mudanças na CV são indicativos da constituição do tipo de fibra muscular e do efeito de treinamentos musculares específicos (SADOYAMA et al., 1988).

Com base na taxa de variação da CV, e comparando os resultados masculinos com a média das quatro aquisições dos sujeitos femininos, estes últimos demonstraram um menor nível de suscetibilidade à fadiga que os sujeitos masculinos, apesar de o teste t de Student entre o grupo M e o grupo F_{TOTAL} não demonstrar diferenças significativas entre as distribuições.

A vantagem feminina em resistência à fadiga é freqüentemente atribuída à menor força absoluta que mulheres geram quando executando o mesmo esforço relativo que homens (HUNTER; ENOKA, 2001; HUNTER et al., 2004a; RUSS; KENT-BRAUN, 2003; RUSS et al., 2005). Essa menor força absoluta envolve menor compressão mecânica da vasculatura local e, assim, a diminuição do suprimento de oxigênio é menor (SADAMOTO; BONDE-PETERSEN; SUZUKI, 1983). Tanto a maior demanda metabólica quanto a menor disponibilidade de oxigênio tendem a aumentar a atividade anaeróbica em homens. Uma vez que os subprodutos de atividades anaeróbicas, como íons de hidrogênio (H^+), fosfato inorgânico (P_i) e ácido fosfórico ($H_2PO_4^-$), estão correlacionados com a fadiga (BERGSTROM; HULTMAN, 1988; HARGREAVES et al., 1998; KENT-BRAUN, 1999), pode-se esperar que homens demonstrem níveis mais intensos de fadiga que mulheres.

De fato, há diversos estudos em que os sujeitos mais fortes relatam um maior nível de fadiga em protocolos envolvendo contrações isométricas continuadas (CLARK et al., 2003; HUNTER; CRITCHLOW; ENOKA, 2004; HUNTER; ENOKA, 2001). Porém, o mesmo parece não ocorrer em protocolos de contrações isométricas intermitentes, nos quais a contração é relativamente breve em comparação aos intervalos de descanso (RUSS; KENT-BRAUN, 2003). Em conjunto, esses estudos sugerem que a massa muscular masculina, em geral maior que a feminina, pode ser um fator significativo nas diferenças de fatigabilidade, mas apenas em tarefas que envolvam contrações continuadas por um longo intervalo de tempo.

No presente estudo, utilizando um protocolo de contrações isométricas continuadas, os homens demonstraram um nível de força (MVC: $22,64 \pm 6,02$, média \pm desvio padrão) aproximadamente igual ao dobro demonstrado pelas mulheres (MVC: $10,38 \pm 3,65$) (teste t de Student com $p_{MVC} < 0,05$). Esse resultado corrobora com resultados reportados na literatura, onde a força de membros superiores de uma mulher se aproxima a 55% da de um homem (BISHOP; CURETON; COLLINS, 1987; SHARP, 1994). De fato, geralmente homens têm maior massa musculoesquelética do que as mulheres (FLECK; KRAEMER, 2004), e as diferenças regionais são maiores nos membros superiores (JANSSEN et al., 2000; NINDL et al., 2000). Além disso, o número médio de fibras musculares do bíceps braquial de mulheres tem sido reportado como menor (SALE et al., 1987) ou igual (MILLER et al., 1993) ao número médio do bíceps de homens. Portanto, é possível que os homens tenham enfrentado maior pressão intramuscular, levando à isquemia, intensificando os efeitos da fadiga. Isso poderia explicar porque os homens demonstraram, em média, uma maior fatigabilidade.

Estudos considerando homens e mulheres com níveis de força (e massa muscular) similares sugerem a existência de outras causas para a diferença de fatigabilidade entre gêneros. Apesar da semelhança na constituição muscular, as mulheres demonstraram um nível menor de fatigabilidade em protocolos envolvendo contrações isométricas intermitentes (FULCO et al., 1999; HUNTER et al., 2004b). Entretanto, Hunter et al. (HUNTER et al., 2004a), também estudando homens e mulheres com massas musculares similares, utilizaram um protocolo experimental envolvendo contrações isométricas continuadas, onde a pressão intramuscular tende a ser maior, e não encontraram diferenças significativas de fatigabilidade entre gêneros. Estes estudos confirmam haver uma vantagem quanto à fatigabilidade por parte das mulheres mesmo quando possuem massa muscular similar à dos homens, mas também indicam que essa vantagem parece desaparecer se ambos gêneros de sujeitos se encontram em condições de isquemia (RUSS; KENT-BRAUN, 2003). Assim, deve haver outros mecanismos envolvidos de maneira significativa na diferença de fatigabilidade entre gêneros.

Foi reportado que a capacidade de resposta dos neurônios motores se reduz durante contrações de fadiga (BUTLER; TAYLOR; GANDEVIA, 2003; MARTIN et al., 2006). Ao avaliar membros superiores e inferiores, Martin e Rattey (MARTIN; RATTEY, 2007) sugeriram que homens possuem uma maior dificuldade em manter um nível adequado de estimulação dos neurônios motores. Essa dificuldade pode estar associada a diferenças metabólicas entre os gêneros.

Tarnopolsky (TARNOPOLSKY, 1999) e Kent-Braun et al. (KENT-BRAUN et al., 2002) afirmam que homens dependem mais do metabolismo glicolítico que mulheres, enquanto mulheres possuem uma maior capacidade de utilização do metabolismo oxidativo. A maior taxa de glicólise em homens estaria associada a uma maior redução do pH intracelular (KENT-BRAUN, 1999; ROTTO; KAUFMAN, 1988). A acidose provocada pela alteração do pH intracelular provoca então uma ativação mais vigorosa de aferentes musculares dos grupos III e IV nos homens (ROTTTO; KAUFMAN, 1988; SINOWAY et al., 1993).

Esses aferentes são células nervosas de pequeno diâmetro que inervam as terminações livres ao longo de todo o músculo e são altamente sensíveis a perturbações, sejam bioquímicas ou térmicas (GANDEVIA, 1998). Ao serem estimulados pela concentração elevada de ions de H^+ , os aferentes dos grupos III e IV produzem um grande *feedback* para o sistema nervoso central que, por ação reflexa, inibe a ativação muscular, principalmente em sujeitos do sexo masculino (GANDEVIA, 1998). Russ e Kent-Braun (RUSS; KENT-BRAUN, 2003) defendem que diferenças na ativação de aferentes musculares dos grupos III e IV contribuem para as diferenças entre gêneros quanto à fadiga central durante contrações isométricas de longa duração, como as realizadas no protocolo experimental aqui discutido.

No presente estudo, além da acidose provocada pela queda no pH intracelular, o esforço foi possivelmente acompanhado por um aumento expressivo da pressão arterial, por se tratar de uma contração isométrica de longa duração (MCARDLE; KATCH; KATCH, 2006). Como o aumento da pressão arterial parece ser mais acentuado em homens que em mulheres (ETTINGER et al., 1996), os homens acabam sendo mais suscetíveis à ação dos aferentes dos grupos III e IV, pois estes aferentes reagem a alterações mecânicas como essa, reduzindo seus limiares (ROTTTO; KAUFMAN, 1988). Todos esses fatores levariam os homens a demonstrar com maior intensidade a chamada fadiga central que as mulheres.

Adicionalmente, estudos recentes mostram que um menor pH intracelular compensa os efeitos inibitórios do aumento de potássio no meio extracelular (ACTIVITY, 2007; NIELSEN; PAOLI; OVERGAARD, 2001). Isso porque a acidez intracelular bloqueia os canais clorídricos e assim reduz a permeabilidade ao cloro, normalmente alta. Com isso, o potencial intracelular se torna “menos negativo”, o que reduz a magnitude da corrente de Na^+ necessária para gerar um potencial de ação propagante (PEDERSEN et al., 2004),

permitindo a ativação de um maior número de fibras musculares (PEDERSEN; PAOLI; NIELSEN, 2005). Esse processo ajudaria a explicar o aumento mais acentuado da amplitude do sinal de EMG observado pelos sujeitos masculinos no presente estudo com relação aos sujeitos femininos.

Uma análise mais detalhada dos resultados do presente trabalho, com o auxílio da Tabela 4 e dos gráficos de caixas, revela flutuações estatisticamente relevantes ao longo do ciclo menstrual feminino. Comparando os resultados dos homens com os resultados de cada um dos grupos femininos, observa-se um novo padrão: a despeito da tendência observada pelos sujeitos femininos a uma menor fatigabilidade, ao se analisar isoladamente cada fase do ciclo menstrual, sob a ótica de variações da CV, observa-se que os grupos F2 e L2 não demonstraram diferenças significativas nos níveis de fadiga com relação ao grupo M (os testes t de Student demonstraram níveis de significância $p = 0,743$ e $p = 0,249$, respectivamente). Por outro lado, os grupos F1 e L1 demonstraram diferenças altamente significativas em seus índices de fadiga com relação aos índices do grupo M ($p = 0,006$ e $p = 0,001$, respectivamente). Assim como o grupo M, os grupos F2 e L2 demonstraram decaimentos da CV menos acentuados ao longo do tempo de contração que os demais grupos femininos.

O aumento na fatigabilidade dos sujeitos femininos em certos períodos do ciclo menstrual pode ser perigoso. De acordo com o modelo de lesão por sobrecarga, proposto por Kibler e colaboradores (KIBLER; CHANDLER; STRACENER, 1992), exercícios com fadiga e repetição estão relacionados a lesões tendino-musculares. Segundo Kibler, o uso repetido do músculo pode eventualmente levar a inflexibilidade, fraqueza muscular, e falha em manter o nível de força em uma determinada região muscular. Ainda segundo o autor, o uso continuado desse músculo pode então causar lesões patológicas.

A figura 15 mostra as flutuações hormonais ocorridas ao longo do ciclo menstrual feminino. Na figura é mostrada a divisão do ciclo em quatro fases, F1, F2, L1 e L2, utilizada nesse trabalho, além da divisão em apenas duas fases, folicular e lútea, muito usada na literatura. Como mostra a figura, as fases F2 e L2, durante as quais níveis mais intensos de fatigabilidade foram observados, coincidem com períodos de quedas acentuadas na concentração dos hormônios sexuais femininos. Essas variações das concentrações hormonais podem ter papel significativo no controle muscular dinâmico (HEWETT; ZAZULAK; MYER, 2007). Receptores de estrogênio foram encontrados em músculos estriados (HUIJING; JASPERS, 2005), indicando um mecanismo plausível por meio do qual este hormônio influencia o controle neuromuscular e os caminhos de transmissão de força miofascial.

Corroborando, Nielson e Hammar (NIELSEN; HAMMAR, 1991) reportaram que atletas femininas fazendo uso de pílulas contraceptivas tiveram uma menor taxa de lesões. Segundo os autores, isso se deu porque as elevadas doses de estrogênio e progesterona das

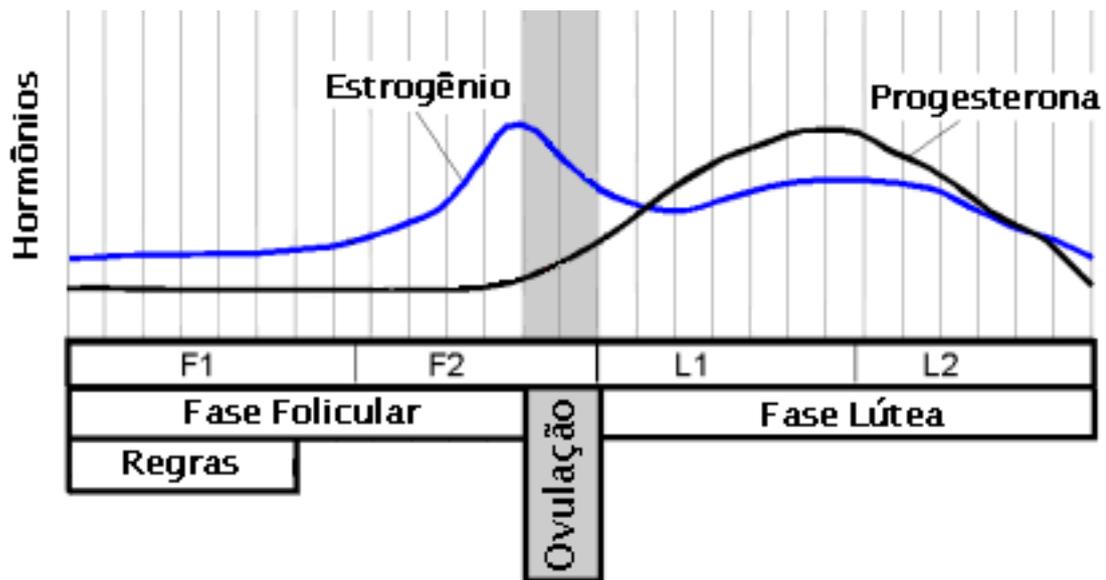


Figura 15: Flutuações hormonais durante o ciclo menstrual feminino.

Observa-se quedas nas concentrações de estrogênio no fim das fases folicular e lútea, o que pode estar relacionado com os níveis mais intensos de fadiga observados nos sujeitos femininos nesses períodos (modificado — (Chris, 2004)).

pílulas inibiram as oscilações hormonais e previniram a ovulação.

Estudos estatísticos sobre lesões no ligamento do joelho mostram resultados similares aos aqui encontrados: reporta-se um maior risco de lesões durante o fim das fases folicular (WOJTYS et al., 1998, 2002) e lútea (DEIE et al., 2002; SHULTZ et al., 2004). Detrick et al (DEDRICK et al., 2008) defenderam, em seu trabalho, que as atletas utilizam um padrão de controle neuromuscular diferente para realizar sequências de exercícios quando os níveis de estrogênio estão mais altos em comparação a quando estão baixos.

Argumentação similar foi defendida por Florini (FLORINI et al., 1987) que, por sua vez, mostrou que flutuações nos níveis de estrogênio podem afetar os padrões de ativação em atletas femininas. Levando em consideração relatos recentes de que o estrogênio não influencia as propriedades mecânicas dos ligamentos do joelho (WARDEN et al., 2006), reforça-se a teoria de que os efeitos do ciclo menstrual e das concentrações hormonais estão relacionados à ativação neural (MARTIN; RATTEY, 2007).

Portanto, a defendida vantagem feminina em termos de fatigabilidade em relação a sujeitos masculinos deve ser analisada com cuidado. Os resultados do presente estudo mostram a importância de se levar em conta as flutuações hormonais durante o ciclo menstrual feminino ao se comparar o desempenho em fadiga entre sujeitos masculinos e femininos.

É importante ressaltar que no decorrer do presente projeto de pesquisa, foram identificadas algumas limitações na metodologia de pesquisa.

Em primeiro lugar, os sinais de EMG-S foram adquiridos do músculo bíceps braquial, não sendo adquirido qualquer sinal do músculo antagônico correspondente, o tríceps braquial. Lund et al. (LUND et al., 1991) propuseram um modelo para a adaptação à dor, segundo o qual a dor muscular afeta a ativação dos músculos através da inibição do músculo agonista e excitação do músculo antagonista, o que resulta em uma produção de força reduzida, assim como uma redução da amplitude e da velocidade do movimento em questão. A medição de sinais do músculo antagônico poderia garantir que este fenômeno não se fez presente durante o protocolo experimental.

Em segundo lugar, a determinação do início do ciclo menstrual foi realizada exclusivamente por entrevista verbal. Não foi realizado nenhum tipo de exame para a determinação precisa dos períodos do ciclo menstrual, como medição da concentração de progesterona para identificar sujeitos em fase pré ou pós-ovulatória (BEYNNON et al., 2006). Apesar de todos os sujeitos femininos haverem declarado possuir um ciclo menstrual regular, é possível que pequenas variações da fase folicular, decorrentes de ciclos ligeiramente desregulados, tenham resultado em pequenas imprecisões.

6 Conclusão

O objetivo principal deste trabalho foi apontar semelhanças e diferenças no comportamento das variáveis do sinal eletromiográfico de superfície entre homens e mulheres durante contrações isométricas do músculo bíceps braquial, considerando cada semana do ciclo menstrual feminino isoladamente. Os sinais foram adquiridos durante contrações isométricas mantidas por 90 s a 40% da MVC, assegurando a presença de fadiga. Foi utilizado um arranjo flexível de oito eletrodos para as aquisições. Em seguida, foram analisadas as evoluções de diferentes características (RMS, MNF, MDF e CV) de cada um desses sinais para realizar a comparação entre gêneros.

Os resultados femininos foram divididos em quatro grupos, representando as aquisições realizadas em quatro diferentes períodos do ciclo menstrual, resultando nos grupos F1 e F2, para a fase folicular, e L1 e L2, para a fase lútea. Assim, os resultados masculinos, denominados grupo M, foram comparados com cada um dos grupos de resultados femininos.

De uma forma geral, analisando os resultados dos sujeitos femininos como um todo (grupo F_{TOTAL}), estes demonstraram uma menor sensibilidade à fadiga quando comparados aos sujeitos masculinos. Essa vantagem feminina em face da fadiga é amplamente documentada na literatura e se deve, principalmente, à menor massa muscular apresentada pelos sujeitos femininos. A menor massa muscular determina uma menor compressão da vasculatura intramuscular, o que garante uma maior oxigenação aos músculos, contribuindo para um melhor desempenho.

Além disso, os sujeitos femininos parecem apresentar diferentes padrões metabólicos que os sujeitos masculinos. O menor uso de metabolismo glicolítico e o maior uso de metabolismo oxidativo no nível intracelular levam a um menor decaimento do pH intracelular, o que implica em duas principais diferenças nos padrões neuromusculares de ativação: Primeiro, ativam de forma menos intensa os aferentes musculares dos grupos III e IV. Esse comportamento parece evitar contrações excessivamente prolongadas de unidades motoras em sujeitos femininos, evitando a chamada fadiga profunda. Segundo, a maior acidez intracelular nas células dos sujeitos masculinos bloqueia os canais clorídricos e assim reduz a permeabilidade ao cloro. Com isso, reduz-se o limiar de geração de po-

tenciais de ação propagantes, permitindo ao sujeitos masculinos um recrutamento mais acelerado de unidades motoras em contrações submáximas.

Entretanto, essa vantagem em contrações de fadiga não foi verificada em todas as fases do ciclo menstrual feminino. Quando os quatro grupos de resultados femininos foram considerados isoladamente, apenas os grupos F1 e L1 apresentaram um menor nível de fadigabilidade que os sujeitos masculinos. Os grupos F2 e L2, correspondentes ao fim das fases folicular e lútea, respectivamente, apresentaram desempenhos similares ao do grupo M. Estes períodos coincidem com períodos em que há quedas significativas dos níveis do hormônio estrogênio nos sujeitos femininos.

Portanto, os resultados apresentados indicam que as flutuações hormonais ocorridas durante o ciclo menstrual feminino exercem um papel significativo em estudos acerca das diferenças entre gêneros no comportamento neuromuscular em protocolos de fadiga. Ignorar essas flutuações ao realizar comparações dessa natureza pode levar a resultados contraditórios.

Referências

- AARS, A. et al. Reproducibility and stability of normalized EMG measurements on musculus trapezius. *Ergonomics*, Taylor & Francis, v. 39, n. 2, p. 171–185, 1996.
- ACTIVITY, D. Point: Counterpoint: Lactic acid accumulation is an advantage/disadvantage during muscle activity. *J Appl Physiol*, v. 103, n. 2, p. 494–503, 2007.
- ALWAY, S. et al. Effects of resistance training on elbow flexors of highly competitive bodybuilders. *Journal of Applied Physiology*, Am Physiological Soc, v. 72, n. 4, p. 1512–1521, 1992.
- ARENDT, E.; AGEL, J.; DICK, R. Anterior cruciate ligament injury patterns among collegiate men and women. *J Athl Train*, v. 34, n. 2, p. 86–92, 1999.
- BAKER, L.; GEDDES, L. *Principles of Applied Biomedical Instrumentation*. [S.l.]: Wiley, New York, 1989.
- BERGSTROM, M.; HULTMAN, E. Energy cost and fatigue during intermittent electrical stimulation of human skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*, Am Physiological Soc, v. 65, n. 4, p. 1500–1505, 1988.
- BERKLEY, K. Sex differences in pain. *Behavioral and Brain Sciences*, Cambridge Univ Press, v. 20, n. 03, p. 371–380, 1997.
- BEYNNON, B. et al. The Relationship Between Menstrual Cycle Phase and Anterior Cruciate Ligament Injury: A Case-Control Study of Recreational Alpine Skiers. *American Journal of Sports Medicine*, AOSSM, v. 34, n. 5, p. 757–764, 2006.
- BIGLAND-RITCHIE, B. EMG and fatigue of human voluntary and stimulated contractions. *Ciba Found Symp*, v. 82, p. 130–156, 1981.
- BILODEAU, M. et al. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *J Electromyogr Kinesiol*, v. 13, n. 1, p. 83–92, 2003.
- BISHOP, P.; CURETON, K.; COLLINS, M. Sex difference in muscular strength in equally-trained men and women. *Ergonomics*, Taylor & Francis, v. 30, n. 4, p. 675–687, 1987.

- BLOK, J.; STEGEMAN, D.; OOSTEROM, A. van. Three-Layer Volume Conductor Model and Software Package for Applications in Surface Electromyography. *Annals of Biomedical Engineering*, Springer, v. 30, n. 4, p. 566–577, 2002.
- BOLGLA, L.; UHL, T. Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Elsevier, v. 17, n. 1, p. 102–111, 2007.
- BRYNHILDSEN, J.; HAMMAR, J.; HAMMAR, M. Does the menstrual cycle and use of oral contraceptives influence the risk of low back pain? A prospective study among female soccer players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, Blackwell Synergy, v. 7, n. 6, p. 348–353, 1997.
- BURKE, R. Motor units: anatomy, physiology, and functional organization. *Handbook of Physiology*, American Physiological Society., v. 2, p. 345–422, 1981.
- BURNETT, R.; LAIDLAW, D.; ENOKA, R. Coactivation of the antagonist muscle does not covary with steadiness in old adults. *Journal of Applied Physiology*, Am Physiological Soc, v. 89, n. 1, p. 61–71, 2000.
- BUTLER, J.; TAYLOR, J.; GANDEVIA, S. Responses of human motoneurons to corticospinal stimulation during maximal voluntary contractions and ischemia. *J Neurosci*, Soc Neuroscience, v. 23, n. 32, p. 10224–10230, 2003.
- Chris. *Menstrual Cycle*. 2004. Disponível em: <<http://commons.wikimedia.org/wiki/Image:MenstrualCycle.png>>. Acesso em: 30 maio 2008.
- CLARK, B. et al. Gender differences in skeletal muscle fatigability are related to contraction type and EMG spectral compression. *Journal of Applied Physiology*, Am Physiological Soc, v. 94, n. 6, p. 2263–2272, 2003.
- COWAN, S.; CROSSLEY, K. Does gender influence neuromotor control of the knee and hip? *J Electromyogr Kinesiol*, 2007.
- DEDRICK, G. et al. Effect of sex hormones on neuromuscular control patterns during landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Elsevier, v. 18, n. 1, p. 68–78, 2008.
- DEIE, M. et al. Anterior knee laxity in young women varies with their menstrual cycle. *International Orthopaedics*, Springer, v. 26, n. 3, p. 154–156, 2002.
- DIMITROV, G.; DIMITROVA, N. Precise and fast calculation of the motor unit potentials detected by a point and rectangular plate electrode. *Med Eng Phys*, v. 20, n. 5, p. 374–381, 1998.

- DIMITROVA, N.; DIMITROV, G. Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *J Electromyogr Kinesiol*, v. 13, n. 1, p. 13–36, 2003.
- DITOR, D.; HICKS, A. The effect of age and gender on the relative fatigability of the human adductor pollicis muscle. *Can J Physiol Pharmacol*, v. 78, n. 10, p. 781–790, 2000.
- EDWARDS, R.; LIPPOLD, O. The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle. *The Journal of Physiology*, Blackwell Publishing, v. 132, n. 3, p. 677–681, 1956.
- ENOKA, R.; FUGLEVAND, A. Neuromuscular basis of the maximum voluntary force capacity of muscle. *Current Issues in Biomechanics*, p. 215–235, 1993.
- ETTINGER, S. *Muscle sympathetic nerve activity during exercise and the influences of gender*. [S.l.]: Gender Differences in Metabolism. Boca Raton: CRC Press, 1999.
- ETTINGER, S. et al. Influences of gender on sympathetic nerve responses to static exercise. *Journal of Applied Physiology*, Am Physiological Soc, v. 80, n. 1, p. 245–251, 1996.
- EVERITT, B.; RABE-HESKETH, S. *Analyzing Medical Data Using S-Plus*. [S.l.]: Springer, 2001.
- FALLENTIN, N.; JØRGENSEN, K.; SIMONSEN, E. Motor unit recruitment during prolonged isometric contractions. *European Journal of Applied Physiology*, Springer, v. 67, n. 4, p. 335–341, 1993.
- FARINA, D. et al. Assessment of single motor unit conduction velocity during sustained contractions of the tibialis anterior muscle with advanced spike triggered averaging. *Journal of Neuroscience Methods*, Elsevier, v. 115, n. 1, p. 1–12, 2002.
- FARINA, D.; FOSCI, M.; MERLETTI, R. Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. *Journal of Applied Physiology*, Am Physiological Soc, v. 92, n. 1, p. 235–247, 2002.
- FARINA, D.; MERLETTI, R. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol*, v. 10, n. 5, p. 337–349, 2000.
- FARINA, D.; MERLETTI, R. A novel approach for precise simulation of the EMG signal detected by surface electrodes. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, v. 48, n. 6, p. 637–646, 2001.

- FARINA, D.; MERLETTI, R. Methods for estimating muscle fibre conduction velocity from surface electromyographic signals. *Medical and Biological Engineering and Computing*, Springer, v. 42, n. 4, p. 432–445, 2004.
- FARINA, D.; MERLETTI, R.; ENOKA, R. *The extraction of neural strategies from the surface EMG*. [S.l.]: Am Physiological Soc, 2004. 1486–1495 p.
- FARINA, D. et al. Estimation of single motor unit conduction velocity from surface electromyogram signals detected with linear electrode arrays. *Medical and Biological Engineering and Computing*, Springer, v. 39, n. 2, p. 225–236, 2001.
- FARINA, D. et al. Assessment of average muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during fatiguing dynamic contractions. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, v. 51, n. 8, p. 1383–1393, 2004.
- FITTS, R. *Cellular mechanisms of muscle fatigue*. [S.l.]: Am Physiological Soc, 1994. 49–94 p.
- FLECK, S.; KRAEMER, W. *Designing Resistance Training Programs*. [S.l.]: Human Kinetics, 2004.
- FLORINI, J. et al. Hormonal control of muscle growth. *Muscle & Nerve*, v. 10, n. 7, p. 577–598, 1987.
- FULCO, C. et al. Slower fatigue and faster recovery of the adductor pollicis muscle in women matched for strength with men. *Acta Physiologica Scandinavica*, Blackwell Synergy, v. 167, n. 3, p. 233–239, 1999.
- GANDEVIA, S. Neural control in human muscle fatigue: changes in muscle afferents, moto neurones and moto cortical drive. *Acta Physiologica Scandinavica*, Blackwell Synergy, v. 162, n. 3, p. 275–283, 1998.
- GANDEVIA, S. Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. *Physiological Reviews*, Am Physiological Soc, v. 81, n. 4, p. 1725–1789, 2001.
- GAZZONI, M.; FARINA, D.; MERLETTI, R. Motor unit recruitment during constant low force and long duration muscle contractions investigated with surface electromyography. *Acta Physiol Pharmacol Bulg*, v. 26, n. 1-2, p. 67–71, 2001.
- GERDLE, B.; ERIKSSON, N.; BRUNDIN, L. The behaviour of the mean power frequency of the surface electromyogram in biceps brachii with increasing force and during fatigue. With special regard to the electrode distance. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, v. 30, n. 8, p. 483–489, 1990.

- GERDLE, B. et al. The influences of muscle fibre proportions and areas upon EMG during maximal dynamic knee extensions. *European Journal of Applied Physiology*, Springer, v. 81, n. 1, p. 2–10, 2000.
- GERDLE, B.; LARSSON, B.; KARLSSON, S. Criterion validation of surface EMG variables as fatigue indicators using peak torque: a study of repetitive maximum isokinetic knee extensions. *J Electromyogr Kinesiol*, v. 10, n. 4, p. 225–232, 2000.
- HAKKINEN, K. Neuromuscular fatigue and recovery in male and female athletes during heavy resistance exercise. *Int J Sports Med*, v. 14, n. 2, p. 53–59, 1993.
- HARGREAVES, M. et al. *Muscle metabolites and performance during high-intensity, intermittent exercise*. [S.l.]: Am Physiological Soc, 1998. 1687–1691 p.
- HERBERT, R.; GANDEVIA, S. Muscle activation in unilateral and bilateral efforts assessed by motor nerve and cortical stimulation. *Journal of Applied Physiology*, Am Physiological Soc, v. 80, n. 4, p. 1351–1356, 1996.
- HERMENS, H. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, v. 10, n. 5, p. 361–374, 2000.
- HEWETT, T.; ZAZULAK, B.; MYER, G. Effects of the Menstrual Cycle on Anterior Cruciate Ligament Injury Risk: A Systematic Review. *American Journal of Sports Medicine*, AOSSM, v. 35, n. 4, p. 659–668, 2007.
- HICKS, A.; KENT-BRAUN, J.; DITOR, D. Sex Differences in Human Skeletal Muscle Fatigue. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, v. 29, n. 3, p. 109–112, 2001.
- HICKS, A.; MCCARTNEY, N. Gender differences in isometric contractile properties and fatigability in elderly human muscle. *Can J Appl Physiol*, v. 21, n. 6, p. 441–454, 1996.
- HOLOBAR, A.; ZAZULA, D. A new approach for blind source separation of convolutive mixtures of pulse trains. *Proc. BSI'02*, p. 163–166.
- HUIJING, P.; JASPERS, R. Adaptation of muscle size and myofascial force transmission: a review and some new experimental results. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, v. 15, n. 6, p. 349–380, 2005.
- HUNTER, S.; CRITCHLOW, A.; ENOKA, R. Influence of aging on sex differences in muscle fatigability. *Journal of Applied Physiology*, Am Physiological Soc, v. 97, n. 5, p. 1723–1732, 2004.
- HUNTER, S. et al. Fatigability of the elbow flexor muscles for a sustained submaximal contraction is similar in men and women matched for strength. *Journal of Applied Physiology*, Am Physiological Soc, v. 96, n. 1, p. 195–202, 2004.

- HUNTER, S. et al. Men are more fatigable than strength-matched women when performing intermittent submaximal contractions. *Journal of Applied Physiology*, Am Physiological Soc, v. 96, n. 6, p. 2125–2132, 2004.
- HUNTER, S.; ENOKA, R. Sex differences in the fatigability of arm muscles depends on absolute force during isometric contractions. *Journal of Applied Physiology*, Am Physiological Soc, v. 91, n. 6, p. 2686–2694, 2001.
- JANSSEN, I. et al. Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18–88 yr. *Journal of Applied Physiology*, Am Physiological Soc, v. 89, n. 1, p. 81–88, 2000.
- JONES, B. et al. Intrinsic risk factors for exercise-related injuries among male and female army trainees. *The American Journal of Sports Medicine*, AOSSM, v. 21, n. 5, p. 705–710, 1993.
- KAMEN, G.; CALDWELL, G. Physiology and Interpretation of the Electromyogram. *Journal of Clinical Neurophysiology*, v. 13, n. 5, p. 366–384, 1996.
- KAWCZYNSKI, A. et al. Mechanomyography and electromyography during and after fatiguing shoulder eccentric contractions in males and females. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, v. 17, n. 2, p. 172–179, 2007.
- KENT-BRAUN, J. Central and peripheral contributions to muscle fatigue in humans during sustained maximal effort. *European Journal of Applied Physiology*, Springer, v. 80, n. 1, p. 57–63, 1999.
- KENT-BRAUN, J. et al. Human skeletal muscle responses vary with age and gender during fatigue due to incremental isometric exercise. *Journal of Applied Physiology*, Am Physiological Soc, v. 93, n. 5, p. 1813–1823, 2002.
- KIBLER, W.; CHANDLER, T.; STRACENER, E. Musculoskeletal adaptations and injuries due to overtraining. *Exercise & Sport Sciences Reviews*, Ovid, v. 20, n. 1, p. 99–126, 1992.
- KNAFLITZ, M.; MERLETTI, R.; LUCA, C. D. Inference of motor unit recruitment order in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of Applied Physiology*, Am Physiological Soc, v. 68, n. 4, p. 1657–1667, 1990.
- KONRAD, P. The ABC of EMG, Version 1.0. *Noraxon INC*, 2005.
- LANDAU, S.; EVERITT, B. *A Handbook of Statistical Analyses Using SPSS*. [S.l.]: Chapman & Hall/CRC, 2004.

- LIANG, Y. et al. Effects of oestrogen and progesterone on age-related changes in arteries of postmenopausal women. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, Blackwell Synergy, v. 24, n. 6, p. 457–459, 1997.
- LINDSTRÖM, L. On the frequency spectrum of EMG signals. *Chalmers University, Göteborg*, p. 1–37, 1970.
- LINDSTROM, L.; MAGNUSSON, R. Interpretation of myoelectric power spectra: A model and its applications. *Proceedings of the IEEE*, v. 65, n. 5, p. 653–662, 1977.
- LOES, M. de; DAHLSTEDT, L.; THOMEE, R. A 7-year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, Blackwell Synergy, v. 10, n. 2, p. 90–97, 2000.
- LOWERY, M. et al. A multiple-layer finite-element model of the surface EMG signal. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, v. 49, n. 5, p. 446–454, 2002.
- LUCA, C. D. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Crit Rev Biomed Eng*, v. 11, n. 4, p. 251–279, 1984.
- LUCA, C. D. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*, v. 13, n. 2, p. 135–163, 1997.
- LUCA, C. D.; BASMAJIAN, J. *Muscles Alive, Their Functions Revealed by Electromyography*. [S.l.]: Williams & Wilkins, 1978.
- LUND, J. et al. The pain-adaptation model: a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. *Can J Physiol Pharmacol*, v. 69, n. 5, p. 683–694, 1991.
- MARRAS, W.; DAVIS, K. A non-MVC EMG normalization technique for the trunk musculature: Part 1. Method development. *J Electromyogr Kinesiol*, v. 11, n. 1, p. 1–9, 2001.
- MARTIN, P.; RATTEY, J. Central fatigue explains sex differences in muscle fatigue and contralateral cross-over effects of maximal contractions. *Pflügers Archiv European Journal of Physiology*, Springer, v. 454, n. 6, p. 957–969, 2007.
- MARTIN, P. et al. Fatigue-Sensitive Afferents Inhibit Extensor but Not Flexor Motoneurons in Humans. *Journal of Neuroscience, Soc Neuroscience*, v. 26, n. 18, p. 4796–4802, 2006.
- MASTERSON, G. The Impact of Menstrual Phases on Anaerobic Power Performance in Collegiate Women. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, National Strength and Conditioning Association, v. 13, n. 4, p. 325–329, 1999.

- MASUDA, T.; MIYANO, H.; SADOYAMA, T. The distribution of myoneural junctions in the biceps brachii investigated by surface electromyography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, v. 56, n. 6, p. 597–603, 1983.
- MASUDA, T.; MIYANO, H.; SADOYAMA, T. A surface electrode array for detecting action potential trains of single motor units. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, v. 60, n. 5, p. 435–443, 1985.
- MASUDA, T.; MIYANO, H.; SADOYAMA, T. The Position of Innervation Zones in the Biceps Brachii Investigated by Surface Electromyography. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, p. 36–42, 1985.
- MASUDA, T.; SADOYAMA, T. The propagation of single motor unit action potentials detected by a surface electrode array. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, v. 63, n. 6, p. 590–598, 1986.
- MATON, B.; GAMET, D. The fatigability of two agonistic muscles in human isometric voluntary submaximal contraction: an EMG study. *European Journal of Applied Physiology*, Springer, v. 58, n. 4, p. 369–374, 1989.
- MAUGHAN, R. et al. Endurance capacity of untrained males and females in isometric and dynamic muscular contractions. *European Journal of Applied Physiology*, Springer, v. 55, n. 4, p. 395–400, 1986.
- MCARDLE, W.; KATCH, F.; KATCH, V. *Exercise Physiology: Energy, Nutrition, and Human Performance*. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2006.
- MCCOMAS, A.; GALEA, V.; EINHORN, R. Pseudofacilitation: a misleading term. *Muscle Nerve*, v. 17, n. 6, p. 599–607, 1994.
- MCGILL, K.; DORFMAN, L. High-Resolution Alignment of Sampled Waveforms. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, p. 462–468, 1984.
- MCNAIR, P. et al. Verbal encouragement: effects on maximum effort voluntary muscle action. *British Journal of Sports Medicine*, BASM, v. 30, n. 3, p. 243–245, 1996.
- MENGSHOEL, A. et al. Muscle fatigue in early fibromyalgia. *J Rheumatol*, v. 22, n. 1, p. 143–150, 1995.
- MERLETTI, R.; CONTE, L. L. Surface EMG signal processing during isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol*, v. 7, n. 4, p. 241–250, 1997.
- MERLETTI, R.; CONTE, L. L.; ORIZIO, C. Indices of muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol*, v. 1, n. 1, p. 20–33, 1991.

- MERLETTI, R.; FARINA, D.; GAZZONI, M. The linear electrode array: a useful tool with many applications. *J Electromyogr Kinesiol*, v. 13, n. 1, p. 37–47, 2003.
- MERLETTI, R. et al. Diagnostic yield of noninvasive high-spatial-resolution-EMG in neuromuscular disease. *Muscle Nerve*, v. 20, p. 1360–1370, 1997.
- MERLETTI, R. et al. Effect of age on muscle functions investigated with surface electromyography. *Muscle Nerve*, v. 25, n. 1, p. 65–76, 2002.
- MERLETTI, R.; PARKER, P. *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. [S.l.]: Wiley-IEEE Press, 2004.
- MERTON, P. Voluntary strength and fatigue. *The Journal of Physiology*, Blackwell Publishing, v. 123, n. 3, p. 553–564, 1954.
- METZGER, J.; FITTS, R. Fatigue from high-and low-frequency muscle stimulation: role of sarcolemma action potentials. *Exp Neurol*, v. 93, n. 2, p. 320–333, 1986.
- MILLER, A. et al. Gender differences in strength and muscle fiber characteristics. *European Journal of Applied Physiology*, Springer, v. 66, n. 3, p. 254–262, 1993.
- MURPHY, D.; CONNOLLY, D.; BEYNNON, B. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *British Journal of Sports Medicine*, v. 37, n. 1, p. 13–29, 2003.
- NIE, H. et al. Gender effects on trapezius surface EMG during delayed onset muscle soreness due to eccentric shoulder exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Elsevier, v. 17, n. 4, p. 401–409, 2007.
- NIELSEN, J. M.; HAMMAR, M. Sports injuries and oral contraceptive use. Is there a relationship? *Sports Med*, v. 12, n. 3, p. 152–160, 1991.
- NIELSEN, O.; PAOLI, F.; OVERGAARD, K. Protective effects of lactic acid on force production in rat skeletal muscle. *Journal of Physiology*, Blackwell Synergy, v. 536, n. 1, p. 161–166, 2001.
- NINDL, B. et al. Regional body composition changes in women after 6 months of periodized physical training. *Journal of Applied Physiology*, Am Physiological Soc, v. 88, n. 6, p. 2251–2259, 2000.
- OLKIN, I. *Contributions to Probability and Statistics: Essays in Honor of Harold Hotelling*. [S.l.]: Stanford Univ Pr, 1960.
- OOSTEROM, A. van; STRACKEE, J. Computing the lead field of electrodes with axial symmetry. *Medical and Biological Engineering and Computing*, Springer, v. 21, n. 4, p. 473–481, 1983.

- PEDERSEN, T. et al. *Intracellular Acidosis Enhances the Excitability of Working Muscle*. [S.l.]: American Association for the Advancement of Science, 2004. 1144–1147 p.
- PEDERSEN, T.; PAOLI, F. de; NIELSEN, O. Increased Excitability of Acidified Skeletal Muscle: Role of Chloride Conductance. *Journal of General Physiology*, The Rockefeller University Press, v. 125, n. 2, p. 237–246, 2005.
- PETROFSKY, J.; LIND, A. Frequency analysis of the surface electromyogram during sustained isometric contractions. *European Journal of Applied Physiology*, Springer, v. 43, n. 2, p. 173–182, 1980.
- PINCIVERO, D. et al. Gender and muscle differences in EMG amplitude and median frequency, and variability during maximal voluntary contractions of the quadriceps femoris. *J Electromyogr Kinesiol*, v. 10, n. 3, p. 189–196, 2000.
- PRESS, W. et al. *Numerical recipes in C: the art of scientific computing*. [S.l.]: Cambridge University Press, 2002.
- PRIOR, J.; VIGNA, Y.; MCKAY, D. Reproduction for the athletic woman. New understandings of physiology and management. *Sports Med*, v. 14, n. 3, p. 190–199, 1992.
- RAGHEB, T.; GEDDES, L. Electrical properties of metallic electrodes. *Medical and Biological Engineering and Computing*, Springer, v. 28, n. 2, p. 182–186, 1990.
- RAINOLDI, A. et al. Geometrical factors in surface EMG of the vastus medialis and lateralis muscles. *J Electromyogr Kinesiol*, v. 10, n. 5, p. 327–336, 2000.
- ROTTA, D.; KAUFMAN, M. Effect of metabolic products of muscular contraction on discharge of group III and IV afferents. *Journal of Applied Physiology*, Am Physiological Soc, v. 64, n. 6, p. 2306–2313, 1988.
- RUSS, D.; KENT-BRAUN, J. Sex differences in human skeletal muscle fatigue are eliminated under ischemic conditions. *Journal of Applied Physiology*, Am Physiological Soc, v. 94, n. 6, p. 2414–2422, 2003.
- RUSS, D. et al. Sex differences in glycolysis during brief, intense isometric contractions. *Muscle Nerve*, v. 32, n. 5, p. 647–55, 2005.
- SÁ, J. de. *Applied statistics using SPSS, STATISTICA, and MATLAB*. [S.l.]: Springer, 2003.
- SADAMOTO, T.; BONDE-PETERSEN, F.; SUZUKI, Y. Skeletal muscle tension, flow, pressure, and EMG during sustained isometric contractions in humans. *European Journal of Applied Physiology*, Springer, v. 51, n. 3, p. 395–408, 1983.

- SADOYAMA, T.; MASUDA, T.; MIYANO, H. Optimal conditions for the measurement of muscle fibre conduction velocity using surface electrode arrays. *Medical and Biological Engineering and Computing*, Springer, v. 23, n. 4, p. 339–342, 1985.
- SADOYAMA, T. et al. Fibre conduction velocity and fibre composition in human vastus lateralis. *European Journal of Applied Physiology*, Springer, v. 57, n. 6, p. 767–771, 1988.
- SALE, D. et al. Voluntary strength and muscle characteristics in untrained men and women and male bodybuilders. *Journal of Applied Physiology*, Am Physiological Soc, v. 62, n. 5, p. 1786–1793, 1987.
- SALOMONI, S. et al. Algoritmo de Máxima Verossimilhança para a Estimação da Velocidade de Condução Média de Sinais Eletromiográficos de Superfície. *IFMBE Proceedings*, Springer, v. 18, n. 1, p. 1049–1053, 2007.
- SANDLER, S. *Changes in Joint Laxity Associated With the Menstrual Cycle, With Pregnancy, With the Post-Partum Period, and With the Menopause*. Tese (Doutorado) — The British School of Osteopathy, 2007.
- SCHNEIDER, J.; SILNY, J.; RAU, G. Influence of tissue inhomogeneities on noninvasive muscle fiber conduction velocity measurements—investigated by physical and numerical modeling. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, v. 38, n. 9, p. 851–860, 1991.
- SCHWARTZ, F. et al. Análise de Filtros Espaciais em Sinais EMG de Superfície nas Condições do Máximo Volume de Contração. *IFMBE Proceedings*, Springer, v. 18, n. 1, p. 95–98, 2007.
- SEMMLER, J.; KUTZSCHER, D.; ENOKA, R. *Gender Differences in the Fatigability of Human Skeletal Muscle*. [S.l.]: Am Physiological Soc, 1999. 3590–3593 p.
- SHARP, M. *Physical Fitness and Occupational Performance of Women in the US Army*. 1994.
- SHULTZ, S. et al. Relationship between Sex Hormones and Anterior Knee Laxity across the Menstrual Cycle. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 36, n. 7, p. 1165–1174, 2004.
- SINOWAY, L. et al. Effects of contraction and lactic acid on the discharge of group III muscle afferents in cats. *Journal of Neurophysiology*, Am Physiological Soc, v. 69, n. 4, p. 1053–1059, 1993.
- SOLOMONOW, M. et al. The EMG-force relationships of skeletal muscle; dependence on contraction rate, and motor units control strategy. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, v. 30, n. 3, p. 141–152, 1990.

- SPACELABS, M. *Electromyography/Electroencephalography (biophysical measurement series)*. [S.l.]: Redmond: SpaceLabs Medical, 1993.
- STARON, R. et al. Fiber Type Composition of the Vastus Lateralis Muscle of Young Men and Women. *Journal of Histochemistry and Cytochemistry*, Histochemical Soc, v. 48, n. 5, p. 623–630, 2000.
- STARON, R. et al. Influence of Resistance Training on Serum Lipid and Lipoprotein Concentrations in Young Men and Women. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, National Strength and Conditioning Association, v. 14, n. 1, p. 37–44, 2000.
- STULEN, F.; LUCA, C. D. Frequency Parameters of the Myoelectric Signal as a Measure of Muscle Conduction Velocity. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, p. 515–523, 1981.
- TARNOPOLSKY, M. *Gender Differences in Metabolism: Practical and Nutritional Implications*. [S.l.]: CRC Press, 1999.
- TUKEY, J. *Exploratory data analysis*. [S.l.]: Reading, Mass.: Addison-Wesley, 1977.
- UNRUH, A. Gender variations in clinical pain experience. *Pain*, v. 65, n. 2-3, p. 123–167, 1996.
- VIITASALO, J.; SAUKKONEN, S.; KOMI, P. Reproducibility of measurements of selected neuromuscular performance variables in man. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, v. 20, n. 6, p. 487–501, 1980.
- VØLLESTAD, N. Measurement of human muscle fatigue. *Journal of Neuroscience Methods*, Elsevier, v. 74, n. 2, p. 219–227, 1997.
- WARDEN, S. et al. *Knee ligament mechanical properties are not influenced by estrogen or its receptors*. [S.l.]: Am Physiological Soc, 2006. 1034–1040 p.
- WEE, A.; ASHLEY, R. Volume-conducted or "far-field" compound action potentials originating from the intrinsic-hand muscles. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, v. 30, n. 6, p. 325–333, 1990.
- WEST, W. et al. The relationship between voluntary electromyogram, endurance time and intensity of effort in isometric handgrip exercise. *European Journal of Applied Physiology*, Springer, v. 71, n. 4, p. 301–305, 1995.
- WILLEKES, C. et al. Female sex hormones do not influence arterial wall properties during the normal menstrual cycle. *Clin Sci*, v. 92, p. 487–491, 1997.

WOJTYS, E. et al. The Effect of the Menstrual Cycle on Anterior Cruciate Ligament Injuries in Women as Determined by Hormone Levels. *American Journal of Sports Medicine*, AOSSM, v. 30, n. 2, p. 182–188, 2002.

WOJTYS, E. et al. Association Between the Menstrual Cycle and Anterior Cruciate Ligament Injuries in Female Athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, AOSSM, v. 26, n. 5, p. 614–619, 1998.

WOODS, J.; BIGLAND-RITCHIE, B. Linear and non-linear surface EMG/force relationships in human muscles. An anatomical/functional argument for the existence of both. *Am J Phys Med*, v. 62, n. 6, p. 287–299, 1983.

YANG, J.; WINTER, D. Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions. *Arch Phys Med Rehabil*, v. 64, n. 9, p. 417–420, 1983.

ZWARTS, M.; DROST, G.; STEGEMAN, D. Recent progress in the diagnostic use of surface EMG for neurological diseases. *J Electromyogr Kinesiol*, v. 10, n. 5, p. 287–291, 2000.

**APÊNDICE A - Documentos entregues ao Comitê
de Ética em Pesquisa com Seres
Humanos da Universidade de
Brasília**

A.1 Investigação das diferenças entre gênero das características do sinal de eletromiografia

Este documento visa esclarecer detalhadamente o que será realizado ao longo do experimento pelos sujeitos e pesquisadores.

Informamos aos sujeitos que participarão como voluntários da pesquisa intitulada: “INVESTIGAÇÃO DAS DIFERENÇAS ENTRE GÊNEROS DAS CARACTERÍSTICAS DO SINAL DE ELETROMIOGRAFIA”. O protocolo experimental desta pesquisa é descrito a seguir:

Primeiramente serão realizadas três contrações com máxima força durante três segundos cada uma para a estimação da MVC (máxima contração voluntária), que será utilizada no experimento como referencial de força.

Em seguida, serão realizadas de uma a três contrações a 30% MVC com duração de três segundos cada uma utilizando arranjo de eletrodos semi-flexível com o objetivo de mapear as zonas de inervação e de tendões.

Posteriormente, serão realizadas três contrações de 10 segundos a 20% da MVC para aquisição de sinais de eletromiografia. Será utilizado um arranjo de eletrodos flexível com gel condutor para melhorar o contato eletrodo-pele.

Por fim, será executado um terceiro grupo com três contrações de 90 segundos cada uma, a 40% da MVC, novamente utilizando o mesmo arranjo de eletrodos flexíveis com gel condutor. Esta última aquisição servirá para averiguar as influências da fadiga no sinal de eletromiografia.

Todas as contrações descritas acima consistem de flexões isométricas do cotovelo dominante do sujeito, esquerdo para canhotos e direito para destros. Estas contrações serão realizadas em uma estação de trabalho (cadeira com suporte para o braço flexor do sujeito), em ambiente aéreo, do Laboratório de Biomecânica da Universidade de Brasília. Não ocorrerá coleta de sangue nem eletro-estimulação. Não haverá medidas invasivas, pois somente serão utilizados eletrodos de superfície conectados a um eletromiógrafo comercial desenvolvido no laboratório Lisin do Politécnico di Torino (homologado pelas autoridades competentes da união Européia, que são muito rigorosas, e aprovadas pela Anvisa, o que garante a confiabilidade do equipamento) o equipamento possui circuitos isoladores de corrente o que garante o isolamento do sujeito à rede elétrica.

O objetivo deste estudo é analisar a diferença entre os dois gêneros quanto às principais características da eletromiografia como velocidade de condução, fadiga, estratégias de recrutamento, e decremento ou crescimento na frequência do sinal a fim de entender melhor as lesões que ocorrem diferentemente entre os gêneros.

Também será analisada a influência do ciclo menstrual feminino no sinal eletromiográfico. Para tanto, com os sujeitos de sexo feminino a experiência será realizada quatro vezes durante um mês. As quatro aquisições serão feitas com periodicidade de uma semana (sete dias) entre cada uma com o objetivo de obter dados durante todos os períodos do ciclo menstrual.

Os riscos em potencial serão descritos a seguir.

As avaliações da atividade eletromiográfica serão feitas através de arranjos de eletrodos de superfície, portanto o procedimento não será invasivo. A eletromiografia é um registro dos potenciais de ação emitidos pelo músculo durante contrações. Como qualquer outro equipamento, os equipamentos usados para a gravação dos sinais biológicos podem submeter os sujeitos a descargas elétricas em caso de erros de projeto. No entanto, os equipamentos utilizados neste experimento possuem proteção contra retorno de corrente e são homologados pelos órgãos competentes da união europeia e aprovados pela Anvisa.

Os testes envolverão esforços musculares de níveis pequeno, médio e alto, o que pode resultar em distensão muscular. Para reduzir este risco, será realizado um alongamento com a supervisão de um profissional em educação física, presente durante os experimentos.

Todo o esforço físico pode resultar, mesmo que haja uma probabilidade mínima, em disfunções cardiovasculares. Para minimizar este risco, será avaliado o histórico de saúde dos sujeitos de acordo com o questionário padrão "PAR-Q" e sob entrevista prévia.

A utilização do gel condutor para melhorar a condutividade eletrodo-pele é de material inerte e não oferece risco à saúde dos sujeitos. No entanto, uma porcentagem muito pequena das pessoas pode possuir alergia ao gel condutor e apresentar uma pequena irritação passageira na pele. Caso isto seja constatado, a experiência é interrompida e os cuidados são tomados.

Como existirão contrações de alta intensidade no experimento, os sujeitos podem apresentar dores musculares por alguns dias. Os alongamentos feitos no início dos experimentos também contribuirão para reduzir este risco.

Todas as sessões experimentais serão realizadas na presença de um profissional em educação física treinado em primeiros socorros, e um carro estará sempre disponível para transporte do sujeito ao hospital universitário em caso de algum imprevisto. Caso necessário, o transporte do sujeito até o hospital universitário não levará mais do que dez minutos.

A identidade e outros dados fornecidos pelos voluntários serão mantidos em sigilo absoluto.

Ao voluntário, será reservado o direito de se recusar a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem qualquer tipo de penalidade ou prejuízo à sua pessoa.

Brasília, 01 de Março de 2007.

Prof. Adson Ferreira da Rocha
(Depto. de Engenharia Elétrica - UnB)

A.2 Termo de consentimento livre e esclarecido para sujeitos do sexo masculino

Por este documento, dou o meu consentimento à exploração dos dados coletados pelo projeto de pesquisa citado acima, do qual participarei, voluntariamente, como sujeito.

Declaro que li o documento intitulado “Experimento: Investigação das diferenças entre gêneros das características do sinal de eletromiografia”, constituído de três páginas e assinado pelo pesquisador responsável.

Primeiramente, realizarei três contrações com máxima força durante três segundos. Em seguida, de uma a três contrações de três segundos a 30% da MVC. Posteriormente, realizarei três contrações de 10 segundos a 20% da MVC. Por fim, duas contrações de 90 segundos cada uma, a 40% da MVC.

Todas as contrações consistem na flexão isométrica do cotovelo dominante, a ser realizada em uma estação de trabalho, em ambiente aéreo, no Laboratório de Biomecânica da Universidade de Brasília. Não ocorrerá coleta de sangue nem eletro-estimulação. Não haverá medidas invasivas.

Sei ainda que o objetivo deste estudo é analisar a diferença entre os dois gêneros quanto às principais características da eletromiografia.

Fui esclarecido sobre os riscos à minha integridade, como descrito no documento supracitado, e que a minha identidade e outros dados fornecidos por mim serão mantidos em sigilo absoluto.

A mim foi reservado o direito de me recusar a participar ou de retirar meu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem qualquer tipo de penalidade ou prejuízo à minha pessoa.

Brasília, ____ de _____ de 2007

Nome: _____

R.G.: _____

Assinatura: _____

A.3 Termo de consentimento livre e esclarecido para sujeitos do sexo feminino

Por este documento, dou o meu consentimento à exploração dos dados coletados pelo projeto de pesquisa citado acima, do qual participarei, voluntariamente, como sujeito.

Declaro que li o documento intitulado “Experimento: Investigação das diferenças entre gêneros das características do sinal de eletromiografia”, constituído de três páginas e assinado pelo pesquisador responsável.

Primeiramente, realizarei três contrações com máxima força durante três segundos. Em seguida, de uma a três contrações de três segundos a 30% da MVC. Posteriormente, realizarei três contrações de 10 segundos a 20% da MVC. Por fim, duas contrações de 90 segundos cada uma, a 40% da MVC.

Todas as contrações consistem na flexão isométrica do cotovelo dominante, a ser realizada em uma estação de trabalho, em ambiente aéreo, no Laboratório de Biomecânica da Universidade de Brasília. Não ocorrerá coleta de sangue nem eletro-estimulação. Não haverá medidas invasivas.

Declaro que a experiência será realizada por mim quatro vezes durante um mês. As quatro aquisições serão feitas com periodicidade de uma semana (sete dias) entre cada uma.

Sei ainda que o objetivo deste estudo é analisar a diferença entre os dois gêneros quanto às principais características da eletromiografia.

Fui esclarecida sobre os riscos à minha integridade, como descrito no documento supracitado, e que a minha identidade e outros dados fornecidos por mim serão mantidos em sigilo absoluto.

A mim foi reservado o direito de me recusar a participar ou de retirar meu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem qualquer tipo de penalidade ou prejuízo à minha pessoa.

Brasília, ____ de _____ de 2007

Nome: _____

R.G.: _____

Assinatura: _____

A.4 PAR-Q & VOCÊ

Questionário Sobre Atividade Física

PAR-Q (revisado em 2002)

(Um questionário para pessoas entre 15 e 69 anos)

Atividade física regular é saudável e divertido, mais e mais pessoas estão se tornando fisicamente ativas todos os dias. Se tornar mais ativo é bastante seguro para a maioria das pessoas. No entanto algumas pessoas devem consultar um médico antes de se tornarem fisicamente mais ativas.

Se você está pensando em se tornar fisicamente mais ativo que você é agora, comece respondendo as sete perguntas na caixa abaixo. Se você tem entre 15 e 69 anos o teste PAR-Q dirá se você deve consultar um médico antes de começar com as novas atividades. Se você tem mais de 69 anos de idade, e não está acostumado a ser fisicamente ativo, consulte seu médico.

Senso comum é o melhor guia para responder estas perguntas. Por favor, leia o questionário com cuidado e responda cada questão honestamente com **SIM** ou **NÃO**.

1. Algum médico já lhe disse que você sofre de alguma condição cardíaca e que somente deverá realizar atividade física recomendada por um médico?
2. Você sente dor no tórax quando realiza alguma atividade física?
3. No último mês você teve dor no tórax quando não estava realizando atividade física?
4. Você já perdeu o equilíbrio devido a alguma vertigem ou você já perdeu a consciência alguma vez?
5. Você tem algum problema ósseo ou articular, que poderia se agravar com alguma mudança em seu ritmo de atividade física? (por exemplo, coluna, joelho ou quadril)
6. Você está tomando algum medicamento para a pressão arterial ou para alguma condição cardíaca por recomendação médica?
7. Você conhece alguma outra razão para não realizar atividade física?

Se você respondeu SIM para uma ou mais perguntas

- Fale com seu médico por telefone ou pessoalmente antes de começar a realizar atividade física ou antes de fazer uma avaliação física em uma academia. Fale com seu médico sobre o teste PAR-Q e quais questões respondeu SIM.
 - Você deve ser capaz de realizar qualquer atividade física que deseje - contanto que comece devagar e melhore gradualmente;
 - Você talvez tenha que restringir suas atividades físicas para aquelas que sejam seguras para você;
 - Fale com seu médico a respeito dos tipos de atividade física que você deseja praticar e siga seu conselho;
 - Descubra que tipos de programas de exercício são seguros para você.

- Suspenda suas atividades físicas

- Se você não estiver se sentindo bem devido a alguma doença temporária como resfriado ou febre - espere até se sentir melhor; ou

- Se você estiver ou suspeitar estar grávida - fale com seu médico antes de iniciar atividades físicas.

Se você respondeu **NÃO** para todas as perguntas

Se você respondeu honestamente não a todas as perguntas do questionário PAR-Q, você pode ficar razoavelmente seguro que você pode:

- Começar a realizar atividades físicas com segurança - começando de vagar e incrementar as atividades gradualmente. Esta é a forma mais simples e segura de seguir;
- Realizar uma avaliação física - Esta é uma forma excelente de determinar seu condicionamento físico atual assim podendo decidir qual a melhor maneira de viver fisicamente ativo. Também é recomendado que você verifique sua pressão sanguínea, se ela estiver alta você deve falar com seu médico antes de iniciar atividades físicas.

ATENÇÃO: Se sua saúde mudar de forma que alguma das respostas as questões do PAR-Q se torne SIM fale com seu professor ou médico a respeito de seu estado de saúde. Pergunte se deve mudar alguma atividade que esteja realizando.

“Eu li, compreendi, e preenchi este questionário. Qualquer dúvida que eu porventura tive me foi esclarecida de forma plenamente satisfatória.”

Nome: _____

Assinatura: _____

Data: ____/____/____

A.5 Declaração de responsabilidade

Declaro que na pesquisa intitulada "Investigação das Diferenças entre Gêneros das Características do Sinal Eletromiográfico", sob minha responsabilidade, a coleta de dados somente será iniciada após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da FM/UnB, estando ainda o seu início condicionado à aprovação pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP) caso se trate de projeto de Área Temática Especial, Grupo I.

Brasília, 13 de março de 2007.

Prof. Adson Ferreira da Rocha
Dept. de Engenharia Elétrica - UnB

A.6 Documento de aprovação do protocolo de pesquisa pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade de Brasília



Universidade de Brasília
Faculdade de Medicina
Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos

Campus Universitário, Asa Norte – CEP 70910-9000 – Brasília, DF - Tel.: (061) 3307-2520 / 3273-4069

ANÁLISE DE PROJETO DE PESQUISA

Registro de projeto: CEP-FM 022/2007
Título: Investigação das diferenças entre gêneros das características do sinal eletromiográfico.
Pesquisador responsável: Adson Ferreira da Rocha
Documentos analisados: Folha de rosto, carta de encaminhamento, declaração de Responsabilidade, protocolo de pesquisa, termo de consentimento livre e esclarecido, cronograma, bibliografia pertinente e currículo(s) de pesquisador(es)
Data de entrada: 27/03/2007

Proposição do(a) relator(a)
 Aprovação
 Não aprovação

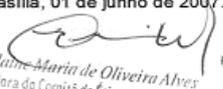
Data da primeira análise pelo CEP-FM/UnB: 08/05/2007
Data do parecer final do projeto pelo CEP-FM/UnB: 31/05/2007

PARECER

Com base na Resolução CNS/MS Nº 196/96, que regulamenta a matéria, a Coordenação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília decidiu **APROVAR** *ad referendum*, conforme parecer do(a) relator(a), o projeto de pesquisa acima especificado, quanto aos seus aspectos éticos.

1 – Modificações no protocolo devem ser submetidas ao CEP, assim como a notificação imediata de eventos adversos graves;
 2 – O(s) pesquisador(es) deve(m) apresentar relatórios periódicos do andamento da pesquisa ao CEP-FM.

Brasília, 01 de junho de 2007.


 Prof. Elaine Maria de Oliveira Alves
 Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa
 Faculdade de Medicina-UNB

APÊNDICE B – Lista de verificação — *Checklist*

Materiais

VERIFICAR A PRESENÇA DOS SEGUINTE MATERIAIS:

- Eletromiógrafo EMG 16
- Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II
- Arranjo de eletrodos semi-flexível de 16 canais
- Arranjo de eletrodos flexível de 8 canais e espumas adesivas
- Microcomputador Laptop com porta PCMCIA
- Célula de carga
- Braceletes esportivos de velcro para fixação do arranjo semiflexível
- Algodão
- Álcool
- Água
- Cadeira adaptada com braço ajustável
- Empunhadura
- Lâmina descartável para depilação
- Silver Tape
- Caneta hidrocor
- Documentos impressos: Tabela de informações do sujeito, Termo de consentimento livre e esclarecido e PAR-Q
- Micro pipeta
- Gel condutor

Montagem

- Preencher todos os dados do sujeito no documento de identificação
- Conectar o cabo na placa PCMCIA e conectá-la ao laptop

- [] conectar o cabo da célula de força ao MISO II e prende-la a cadeira ajustando o tamanho para o sujeito
- [] conectar o cabo de conexão do MISO II ao EMG 16
- [] Conectar o adaptador de arranjo no EMG 16
- [] Conectar o arranjo semi-flexível ao EMG 16
- [] Apagar todas as luzes do laboratório, deixando apenas a luz local acesa
- [] Verificar se todo o equipamento está conectado a rede elétrica corretamente
- [] Ligar o laptop
- [] Abrir o EMGAcq no primeiro desktop
- [] Abrir o matlab no segundo desktop e direcionar para a pasta do programa de avaliação de EMG
- [] Abrir a pasta de destino dos sinais (c:/program files/EMG Acq/)
- [] Ligar o EMG 16 e o MISO II
- [] Verificar todas as configurações do equipamento (Ganho de 2k e configuração para 15 canais diferenciais sendo o ultimo canal de ângulo para o EMG 16 e no MISO II o *full scale mode* com tempo de 5 segundos e ganho 1)
- [] verificar se o posicionamento de todos os equipamentos estão adequados (Cadeira de frente para o MISO, laptop fora do alcance de visão do sujeito fiação em posição adequada para evitar acidentes)

Preparo

- [] Sentar o sujeito na cadeira, joelhos a 90° e mão não dominante sobre a coxa
- [] regular a altura do suporte da cadeira para que o cotovelo fique posicionado em 90° e não ofereça desconforto ao sujeito
- [] No MISO II fazer as três aquisições de MVC da seguinte forma:
 1. Apertar *Offset Null*
 2. Apertar *Full scale mode* - Pedir para o sujeito exercer a força máxima
 3. Apertar *Relative mode*
 4. Tomar nota da força exercida
 5. Dar um minuto de descanso para o sujeito, após esse tempo tomar nova MVC até completar três tentativas.

Ao final, se a maior força não for igual à ultima medição, regular o equipamento para a maior força registrada através do menu de configuração: Basta clicar no botão de ajuste gira-lo até atingir o valor da MVC e pressioná-lo novamente.

- [] Fazer a assepsia do braço do sujeito (limpeza com álcool e água e depilação com fita adesiva ou lâmina)
- [] Fixar o arranjo semi-flexível adequadamente no bíceps braquial cabeça curta através de apalpação para aproximar a zona adequada. Prender o arranjo com as faixas de velcro
- [] No software EMG-16 entrar todos os dados do sujeito de acordo com sua ficha de identificação. Os demais dados devem ser preenchidos conforme o padrão. A opção de processamento de força deve ser ativado
- [] Configurar a primeira aquisição para 3 segundos
- [] Regular o MISO II para 30% da MVC
- [] Iniciar o display verificar se o sinal está adequado, se não estiver, verificar o equipamento novamente se estiver prosseguir
- [] Iniciar a aquisição
 - Ao final da aquisição verificar o sinal
 - Reposicionar se necessário o arranjo
 - Repetir até se ter um mapeamento adequado das zonas de tendões, zona de inervação e região útil
 - Marcar com caneta as regiões úteis apontando os canais bons
- [] Desligar o EMG 16
- [] Remover as faixas do sujeito e retirar o eletrodo e o adaptador
- [] Posicionar o arranjo flexível de oito canais adequadamente no braço do sujeito de acordo com as regiões marcadas a caneta. Prender os fios com fita adesiva
- [] Verificar todo o equipamento, ligar o EMG 16
- [] Configurar a aquisição para 10 segundos
- [] Configurar o MISO II para 20% da força
- [] Clicar no display para visualizar o sinal
- [] Inserir gel no arranjo flexível com a micro pipeta (30 micro litros para cada canal)
- [] Verificar se o sinal está adequado no display após a inserção de gel

Experimento

- [] Iniciar a aquisição. E fazer uma aquisição com o braço do sujeito em repouso (gravar o sinal para comparação do ruído posteriormente)
- [] Clicar em nova aquisição e iniciar a primeira aquisição observando o MISO para que o sujeito não varie a força (sempre em 20% da MVC). Ao final, pedir para o sujeito relaxar o braço e marcar 3 minutos de descanso. Verificar com a opção “processamento” se o

sinal está adequado (CC acima de 70% e CV aproximadamente 4 m/s verificar também os demais dados)

Salvar o sinal

Clicar em nova aquisição → “Same tipe”

Esperar completar os 3 minutos e então repetir o processo até adquirir três sinais

Regular o MISO II para 40% da MVC

Clicar em nova aquisição → “Different Tipe”

Ajustar o equipamento para 90 segundos

Clicar em display

Iniciar a aquisição

Ao final pedir para o sujeito relaxar o braço marcar 15 minutos de descanso e verificar com a opção processamento se o sinal está adequado (CC acima de 70% e CV aproximadamente 4 m/s verificar também os demais dados)

Salvar o sinal

Realizar a segunda aquisição

No final da última aquisição, fazer mais uma aquisição de 10 segundos com o braço do sujeito relaxado

Verificar se todos os sinais foram salvos corretamente

Retirar o eletrodo e fitas do sujeito, agradecer a participação e liberá-lo

Desligar o equipamento primeiro depois o laptop

Desmontar todos os cabos e guardá-los nas devidas caixas

Marcar no eletrodo flexível o uso

Guardar tudo nos locais de armazenamento

APÊNDICE C – Artigos científicos publicados pelo candidato durante o curso de mestrado

2007

SALOMONI, S.; SOARES, F. A.; NASCIMENTO F.A.O.; VENEZIANO, W.H.; ROCHA, A.F. da Algoritmo de Máxima Verossimilhança para a Estimação da Velocidade de Condução Média de Sinais Eletromiográficos de Superfície. In: *CLAIB 2007, IFMBE Proceedings*. Venezuela, v. 18, p. 1049-1053, 2007

SCHWARTZ, F.P.; SOARES, F.A.; SALOMONI, S; ROCHA, A.F. da; NASCIMENTO, F.A. de O.; ROMARIZ, A.R.S. Análise de Filtros Espaciais em Sinais EMG de Superfície nas Condições do Máximo Volume de Contração. In: *CLAIB 2007, IFMBE Proceedings*. Venezuela, v. 18, p. 95-98, 2007

2008

SALOMONI, S.; SOARES, F.A.; NASCIMENTO, F.A. de O.; ROCHA, A.F., Gender differences in muscle fatigue of the biceps brachii and influences of female menstrual cycle in electromyography variables. In: *EMBC'08, 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Canada, 2008

SCHWARTZ, F.; ROCHA, A.F.; SANTOS, I.; SALOMONI, S.; NASCIMENTO, F.A. de O., Surface EMG and Spatial Resolution Analysis with Estimation of Electromyographic Descriptors. In: *EMBC'08, 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Canada, 2008

DELIS, A.; ROCHA, A.F.; SANTOS, I.; SENE JR, I.G.; SALOMONI, S.; BORGES, G.A., Development of a Microcontrolled Bioinstrumentation System for Active Leg Prosthesis Control. In: *EMBC'08, 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Canada, 2008

APÊNDICE D – Eletromiógrafo EMG-16

Descrição geral

O EMG-16 é um eletromiógrafo de superfície amplificador de 16 canais que aceita voltagens de entrada detectadas por eletrodos de superfície e provê um conjunto de voltagens de saída que são versões amplificadas, condicionadas e filtradas das voltagens de entrada. O EMG-16 permite aquisições de sinais gerados por músculos durante contrações voluntárias ou estimuladas eletricamente adquiridos por sistemas de arranjos de eletrodos de superfície de diferentes configurações. (um arranjo de 16 eletrodos, dois arranjos de 8 eletrodos ou quatro arranjos de 4 eletrodos).

Este dispositivo garante toda a segurança para o paciente e reduz consideravelmente ruídos e sinais interferentes particularmente frequências da rede elétrica (50 a 60 Hz). Além disso, o equipamento permite conexão de equipamentos opcionais, como células de carga, torquímetros e goniômetros, para executar medidas biomecânicas e eletromiográficas. Este equipamento foi desenvolvido por LISiN, Bioengineering Center, Politécnico de Turin, Italia. E foi protocolado pela ANVISA.

Usuário final

O eletromiógrafo EMG-16 é um equipamento médico desenvolvido para ser usado por terapeutas, treinadores e pesquisadores para uso ambulatorial ou laboratorial.

Contra indicações

O EMG-16 não tem nenhuma contra-indicação relacionada ao uso conjunto de estimuladores elétricos, computadores pessoais ou demais periféricos, contanto que todos os equipamentos conectados a este e à rede elétrica sigam as regras de segurança e padronizações vigentes a respeito de equipamentos biomédicos.

Efeitos colaterais

Nenhum efeito colateral significativo foi observado. Todos os materiais usados para a manufatura das partes que podem entrar em contato com o paciente são biocom-

Tabela 5: Configurações de arranjos de eletrodos com o EMG-16

Número de eletrodos do arranjo	Quantidade de arranjos que podem ser utilizados simultaneamente
16 eletrodos	1 Arranjo
8 eletrodos	2 Arranjos
4 eletrodos	4 Arranjos

patíveis; Possíveis reações alérgicas cutâneas são reduzidas ao mínimo devido à duração curta das aquisições dos sinais.

Especificações técnicas

O EMG-16 possui isolamentos óticos e galvânicos para assegurar um alto nível de segurança para o paciente e para os usuários em todas as condições de operação, separando os circuitos conectados ao paciente dos circuitos conectados a equipamentos externos não-médicos. O EMG-16 pode ser utilizado para detectar sinais de EMG monopulares ou diferenciais simples (mais adequados para ambientes com alto nível de interferência), durante contrações voluntárias ou estimuladas.

Um circuito de modo comum redutor de voltagens embutido pode ser utilizado para reduzir interferências no modo monopolar do equipamento. Sinais de EMG de superfície podem ser detectados utilizando-se configurações de arranjos de eletrodos como os listados na tabela 5. Conforme mostra a tabela, é possível utilizar dois ou quatro arranjos simultaneamente. Isso pode ser útil quando se deseja investigar músculos diferentes ao mesmo tempo.

Usando o painel frontal do equipamento é possível escolher o número de arranjos e designar ganhos independentes para cada um. Quando se deseja detectar sinais de músculos diferentes (exemplo. bíceps braquial ou trapézio superior) pode ser necessário a utilização de diferentes níveis de ganho para obter uma qualidade maior dos sinais gravados. As especificações técnicas do EMG-16 são mostradas na tabela 6.

Tabela 6: Especificações técnicas do EMG-16

Canais de EMG	
Máximo valor de entrada	20mV_{PP} @ Ganho=100
Banda	10 — 500Hz
Ruído total (RTI)	< 0,7μV_{RMS} (diferencial) < 1,0μV_{RMS} (monopolar)
Ganho selecionável	100; 200; 500; 1000; 2000; 5000; 10000; 20000; 50000
Impedância de entrada	> 90MΩ em toda a banda
CMRR	> 96dB (103 dB típico)
Interferência entre canais	< -75dB (monopolar e diferencial)
Voltagem de isolamento	4000V_{DC}
Canal Auxiliar - Modo: torque / força	
Alimentação para células de carga	5V_{DC}
Ganho	300
Banda	0 — 65Hz
Voltagem de saída	$V_u = 300 \cdot [(S_1 \cdot 5V \cdot F_1 / FS_1) + (S_2 \cdot 5V \cdot F_2 / FS_2)]$
Intervalo de saída	-5V — 5V
Removedor de offset Torque / força	-2V — 2V
Canal Auxiliar - Modo: angulo / Entrada analógica	
Voltagem máxima de entrada	-5V — 5V
Ganho	1
Banda	0 — 65Hz
Intervalo de saída	-5V — 5V

APÊNDICE E – Amplificador de sinais biomecânicos MISO II

Descrição geral

Em conjunto com o sinal de EMG, é frequentemente útil adquirir variáveis biomecânicas, como por exemplo o nível de contração ou a velocidade do movimento. O sistema MISO II foi construído para permitir a aquisição de variáveis mecânicas durante uma contração muscular.

O sistema MISO II permite a aquisição de força, torque, pressão e angulação. Os sinais amplificados pela instrumentação podem ser exibidos em um visor de vários níveis ou enviados para um PC, permitindo o armazenamento e o pós-processamento do sinal.

Especificações técnicas

O amplificador de sinais biomecânicos MISO II pode aceitar como entrada sinais gerados por transdutores diferenciais (como *strain gauges* ou células de carga) e por transdutores de saída única (como potenciômetros). Este amplificador pode ser utilizado em dois modos, absoluto ou relativo. Também é possível utilizar o painel de comandos para selecionar a escala de fundo do transdutor utilizado e para calibrar o sistema de acordo com qualquer tipo de sensor. No modo absoluto, a instrumentação retorna exatamente o valor mensurado da variável física do sensor na unidade especificada (Kg, atm, N, Nm ou Kgf). O modo relativo permite fazer medidas que expressão percentagens de um valor máximo registrado (por exemplo, a MCV registrada em um esforço anterior).

As características do MISO II são apresentadas na tabela 7.

Tabela 7: Especificações técnicas do MISO II

Canais 1 e 2	
Alimentação para transdutores	$\pm 5V_{DC}$
Banda	$0 - 60Hz$
Ruído de entrada	$< 0,7\mu V_{RMS}$
Amplificação do sinal	$100 - 1000$ (para cada canal)
Erro máximo de linearidade	$< 1,5\%$
Ganhos selecionáveis	1; 2; 5; 10
Máximo erro de ganho	$< 1,5\%$
CMRR	$> 110dB$
Impedância de entrada diferencial	$> 90M\Omega$ ($0 \leq f \leq 60Hz$)
Faixa de saída	$\pm 5V$
Compensação de offset	$\pm 6V$
Canais Auxiliares	
Faixa de entrada	$\pm 5V$
Amplificação do sinal	1
Faixa de Saída	$\pm 5V$